

VŠB - Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínské inženýrství

**Srovnání diagnostických metod pomocí Rentgenu,
CT a NMR**

**Comparison of Diagnostic Methods Using X – ray, CT
and MRI**

VŠB - Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Zadání bakalářské práce

Student: **Tereza Čerbáková**
Studijní program: B2649 Elektrotechnika
Studijní obor: 3901R039 Biomedicínský technik
Téma: **Srovnání diagnostických metod pomocí RTG, CT a NMR**
Comparison of Diagnostic Methods using X-ray, CT and MRI

Zásady pro vypracování:

Cílem práce je specifikace fyzikálních principů rentgenu (RTG), výpočtové tomografie (CT) a magnetické rezonance (NMR) a jejich současné možnosti při diagnostice vnitřních částí lidského těla. Výsledkem má být porovnání výhod a nevýhod uvedených metod a možnosti případné úpravy získaných obrazů pro zlepšení diagnostiky.

Body zadání:

1. Zpracování anatomie a vlastností lidských tkání s ohledem na využití RTG, CT a NMR.
2. Definování fyzikálních principů metod RTG, CT a NMR a jejich konstrukci.
3. Uvedení možností diagnostiky a jejich uplatnění pro různé medicínské obory v klinické praxi.
4. Zpracování získaných obrazů z vyšetření a provedení jejich vyhodnocení (interpretaci záznamů).
5. Zhodnocení dosažených výsledků práce z hlediska porovnání metod i úprav obrazů.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] SVATOŠ, Josef. *Zobrazovací systémy v lékařství*. 2. vyd. Praha: Vydavatelství ČVUT, 1998, 244 s. ISBN 978-8001018736.
- [2] FERDA, Jiří, Milan NOVÁK a Boris KREUZBERG. *Výpočetní tomografie*. Praha: Galén, 2002, 663 s. ISBN 80-726-2172-6.
- [3] VÁLEK, Vlastimil a Pavel ELIÁŠ. *Moderní diagnostické metody*. 1. vyd. Brno: IDVPZ, 1998, 84 s. ISBN 80-701-3294-9.
- [4] VÁLEK, Vlastimil a Jan ŽIŽKA. *Moderní diagnostické metody: Magnetická rezonance. III. díl*. 1. vyd. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1996, 43 s. ISBN 80-701-3225-6.
- [5] SEIDL, Zdeněk. *Radiologie pro studium i praxi*. Vyd. 1. Praha: Grada, 2012, 368 s., iv s. obr. příl. ISBN 978-80-247-4108-6.
- [6] KALENDER, Willi A. *Computed tomography: fundamentals, system technology, image quality, applications*. 3rd rev. ed. Erlangen: Publicis, 2011, 354 s. ISBN 978-3-89578-317-3.

Formální náležitosti a rozsah bakalářské práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí bakalářské práce: **Ing. Richard Velička, Ph.D.**

Datum zadání: 01.09.2013

Datum odevzdání: 07.05.2014



doc. Ing. Jiří Koziorek, Ph.D.
vedoucí katedry



prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.
děkan fakulty

Prohlášení

„Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci vypracovala samostatně. Uvedla jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpala.“

.....*Tereza Čerbáková*.....
Tereza Čerbáková

Datum odevzdání bakalářské práce: 07.05. 2014

Poděkování

Ráda bych touto cestou poděkovala vedoucímu mé bakalářské práce panu Ing. Richardovi Veličkovi Ph.D. za rady a připomínky spojené s vypracováním zadaného úkolu. Dále bych chtěla poděkovat panu Ing. Janu Kubíčkovi a panu Ing. Janu Tomečkovi za konzultace týkající se zpracování obrazu v programu MATLAB. Můj dík patří také panu Ing. Mgr. Karlu Korhelíkovi a paní Ing. Ivetě Bryjové za laskavé poskytnutí medicínských snímků. Dále bych chtěla poděkovat panu doktorovi Tomáši Jonsztovi za pomoc s popisem získaných snímků.

Abstrakt

Cílem této bakalářské práce je srovnání diagnostických metod pomocí rentgenu, výpočetní tomografie a magnetické rezonance. Práce se zaměřuje na specifikaci fyzikálních principů těchto diagnostických metod, jejich vliv na organismus a jejich uplatnění při diagnostice. Výsledkem práce je porovnání výhod a nevýhod uvedených metod. Praktická část práce je zaměřena na možnost úpravy snímků pro zlepšení diagnostiky. Je navrženo grafické uživatelské rozhraní v prostředí MATLAB, které umožňuje aplikovat filtry na zvolený snímek, detekci hran, úpravu kontrastu snímku, výběr oblasti zájmového objektu.

Klíčová slova

Rentgen, výpočetní tomografie, magnetická rezonance, diagnostika, filtrace obrazu, MATLAB

Abstract

The objective of this Bachelor Thesis is to compare the diagnostic methods using X – ray, computed tomography and magnetic resonance. This thesis focuses on the specification of the physical principles of these diagnostic methods, their effect on tissue and their application in diagnostics. The result of this thesis is to compare the advantages and disadvantages of these methods. The practical part is focused on the possibility of editing images for improved diagnosis. There is designed graphical user interface in the MATLAB environment, which allows the filtration, edge detection, contrast transformation, the selection the area of interest.

Key Words

X – ray, computed tomography, magnetic resonance, diagnostics, image filtering, MATLAB

Seznam použitých zkratek a symbolů

CR	nepřímá digitalizace
CT	výpočetní tomografie
CT DE	CT vyšetření za využití duální energie
D	absorbovaná dávka
DNA	deoxyribonukleová kyselina
DR	přímá digitalizace
DSA	digitální substrakční angiografie
EKG	elektrokardiografie
GMR	Gradient Motion Rephasing
GUI	grafické uživatelské rozhraní
Gy	Gray
H	dávkový ekvivalent
HU	Hounsfieldovy jednotky
LoG	Laplacian of Gaussian filter
MR	magnetická rezonance
MRA	angiografie za pomoci magnetické rezonance
MRI	magnetická rezonance
MRM	magnetická rezonance prsu
MRS	spektroskopie magnetickou rezonancí
NMR	nukleární magnetická rezonance
PET	pozitronová emisní tomografie
Q	faktor kvality záření
RF	radiofrekvence
RTG	rentgen
SPECT	jednofotonová emisní výpočetní tomografie
Sv	sievert
T	Tesla
T ₁	relaxační doba spin – mřížková
T ₂	relaxační doba spin – spinová
TE	Time to Echo
TR	Time to Repeat
X – záření	rentgenové záření
fMRI	funkční magnetická rezonance
keV	kilo elektron volt
mAs	miliampér sekundy

Obsah

1	Úvod.....	1
2	Vlastnosti lidských tkání s ohledem na RTG, CT a NMR.....	2
2.1.	Anatomický přehled tkání	2
2.2.	Vlastnosti tkání s ohledem na diagnostické metody	7
2.2.1.	Zobrazení tkání.....	10
3	Fyzikální principy metod RTG, CT a NMR	14
3.1.	Princip rentgenu	14
3.1.1.	Vznik a vlastnosti rentgenového obrazu	16
3.1.2.	Konstrukce rentgenu	18
3.2.	Princip CT	20
3.2.1.	Vznik a vlastnosti CT obrazu	23
3.2.2.	Konstrukce CT	25
3.3.	Princip NMR	26
3.3.1.	Vznik a vlastnosti NMR obrazu	28
3.3.2.	Konstrukce NMR	30
3.4.	Kontrastní látky	33
4	Možnosti diagnostiky a uplatnění pro různé medicínské obory	35
5	Zpracování snímků z vyšetření	39
5.1.	Filtrace.....	39
5.1.1.	Lokální vyhlazování obrazu	39
5.1.1.1.	Lineární metody vyhlazování.....	39
5.1.1.2.	Nelineární metody vyhlazování.....	40
5.1.2.	Detekce hran.....	42
5.1.2.1.	Konvoluční masky.....	44
5.2.	Zpracování získaných snímků z vyšetření.....	48
5.2.1	Hlavní uživatelské rozhraní.....	48
5.2.2.	Uživatelské rozhraní pro výběr velikosti matice filtru	50
5.3.	Interpretace snímků mozkových nádorů	51

6	Zhodnocení dosažených výsledků z hlediska metod a úprav snímků.....	58
6.1.	Porovnání z hlediska výhod a nevýhod metod.....	58
6.2.	Porovnání z hlediska úprav snímků.....	60
7	Závěr.....	67
8	Seznam použité literatury.....	68
9	Seznam příloh na CD	70

1 Úvod

Rentgen, výpočetní tomografie a magnetická rezonance se řadí mezi často používané zobrazovací modalitty využívané v klinické praxi. Jedná se o vyšetřovací metody informující o stavu jednotlivých lidských tkání. Každá z těchto zobrazovacích modalit může být použita k vyšetření stejné tkáně, přičemž výsledný snímek bude vždy jiný, neboť jednotlivé modalitty nepracují na stejném principu. To má za následek to, že v praxi bývá upřednostňována ta metoda, která nabízí nejkvalitnější zobrazení pro danou tkáň. Například rentgen umožňuje velmi dobré zobrazení kostí, je tedy využíván v traumatologii při vyšetření zlomenin či ve stomatologii k vyšetření zubní tkáně. CT patří k modalitám využívaných jako prvotní vyšetření po úrazech, protože poskytuje rychlý výsledek a dobré zobrazení jak kostí, tak měkkých tkání. Magnetická rezonance poskytuje nejkvalitnější zobrazení měkkých tkání, a však díky své ekonomické náročnosti bývá používána až v případě nejasností či ověření výsledků z CT vyšetření.

Zobrazovací metody jsou v dnešní době nedílnou součástí lékařské diagnostiky. Využití jednotlivých zobrazovacích modalit napomáhá lékaři upřesnit diagnózu. Celkové stanovení diagnózy tedy závisí především na výsledném zhodnocení snímku lékařem. Vyšší kvalita získaného snímku, je tak pro lékaře velmi důležitá, je tedy nasnadě hledání nových způsobů a lepšího zpracování snímků.

Tato bakalářská práce se zabývá možností úpravy medicínských snímků v prostředí MATLAB, která by napomohla zlepšit kvalitu snímků a tím zlepšit možnosti diagnostiky. Medicínskými snímky se rozumí snímky z CT a NMR zobrazující mozkové nádory. Rentgen se při vyšetření mozku na přítomnost nádorů neuplatňuje. Cílem práce je najít efektivní, rychle a jednoduše ovladatelnou cestu ke zlepšení kvality těchto snímků.

Práce je členěna do jednotlivých kapitol, kdy druhá kapitola se zabývá vlastnostmi lidských tkání s ohledem na výše uvedené zobrazovací modalitty. V této kapitole je uveden anatomický přehled tkání a specifikován vliv rentgenu, CT a NMR na lidský organismus. Také je zde popsáno zobrazení tkání pomocí výše uvedených diagnostických metod. Třetí kapitola je zaměřena na fyzikální princip a konstrukci zmíněných metod. Zabývá se také vznikem a vlastnostmi rentgenového, CT a NMR obrazu. Popisuje jejich parametry či možnosti vzniku artefaktů. Čtvrtá kapitola uvádí možnosti diagnostiky a uplatnění zobrazovacích modalit rentgenu, CT a NMR pro různé medicínské obory v klinické praxi. Zpracováním získaných obrazů z vyšetření se zabývá kapitola pátá. Konkrétně se jedná o úpravu obrazu za užití filtrů, detekce hran či transformace kontrastu. V páté kapitole jsou také snímky interpretovány. V kapitole šesté je shrnuto zhodnocení dosažených výsledků práce z hlediska metod i úprav obrazů.

2 Vlastnosti lidských tkání s ohledem na RTG, CT a NMR

Obecně lze lidské tělo uspořádat hierarchicky na buňku, tkáň, orgán, orgánovou soustavu a organismus, přičemž buňka je základní morfologickou a funkční jednotkou živých organismů, tkáň je souborem stejnotvarých buněk stejného původu s jedinou hlavní funkcí, orgán je sdružení jednotlivých tkání tvořící stavební a funkční jednotky s určitou funkcí, orgánová soustava je skupina orgánů sloužící určité společné funkci a organismus je celek všech orgánových soustav.

2.1. Anatomický přehled tkání

Tkáň je souborem buněk se stejným tvarem, původem a funkcí. Mezi základní tkáně patří epitel, pojiva, tkáň svalové a tkáň nervové.

1) EPITELY

Epitely jsou tvořeny jednou vrstvou nebo více vrstvami buněk zpravidla stejného tvaru. Buňky jsou řazeny plošně vedle sebe, většinou nasedají na bazální membránu, která je vytvořena mezi epitelem a vazivem orgánů uložených pod ním. Bazální membrána tedy odděluje epitel od ostatních tkání.

Hlavní funkcí epitelu je pokryv povrchu těla organismů nebo výstelka dutin organismů. Epitely jsou děleny dle tvaru a prostorového uspořádání buněk či podle funkce, kterou epitel vykonává.

Rozdělení podle tvaru:

EPITEL PLOŠNÝ představuje základní uspořádání, kdy jsou buňky seřazeny v ploché listy pokrývající zevní či vnitřní povrch. Plošné epitely jsou rozděleny podle tvaru buněk a množství buněčných vrstev.

- **Jednovrstevné epitely**

a) Epitel jednovrstevný plochý je tvořen polygonálními (mnohoúhelníkovými) buňkami s hladkými či zoubkovitě do sebe zapadajícími okraji. Tento typ epitelu se nachází například jako výstelka blanitého vnitřního labyrintu.

b) Epitel jednovrstevný krychlový (kubický) je tvořen buňkami střední výšky tvaru vícebokých nižších hranolů. Tento typ epitelu se nachází například ve folikulu štítné žlázy.

c) Epitel jednovrstevný válcový (cylindrický) je tvořen buňkami, jejichž tvar je vyšší a užší. Tento typ epitelu se nachází například jako výstelka střeva.

d) Epitel víceřadý cylindrický je tvořen buňkami, které jsou různé výšky, kdy všechny buňky nasedají na bazální membránu, ale ne všechny buňky dosahují k povrchu. Tento typ epitelu se nachází například jako výstelka cest dýchacích. [1,2]

- **Vícevrstevné epitely**

- a) Epitel mnohvrstevný dlaždicovitý se skládá z vrstev buněk, přičemž spodní vrstva je tvořena vysokými buňkami a buňky v dalších vrstvách se směrem k povrchu snižují až do zcela plochého tvaru. Typickým příkladem je pokožka.
- b) Epitel vícevrstevný cylindrický se skládá z vrstev buněk, kdy se ve spodních vrstvách nacházejí malé hranolovité buňky a ve vrstvách povrchových jsou buňky vysoké. Tento typ epitelu se vyskytuje jako výstelka tlustého střeva.
- c) Epitel přechodní se skládá z vrstvy polygonálních buněk, kdy se na povrchu nachází jedna vrstva větších buněk. Tento epitel slouží jako výstelka u odvodných cest močových.
- d) Epitel trámčitý se skládá z buněk, jež jsou seřazeny v trámcích v prostorově různé sestavě. Epitel trámičitý se nachází v jaterních lalůčkách.
- e) Epitel retikulární je složen z buněk vytvářejících prostorovou síť spojenou jednotlivými výběžky buněk. Retikulární epitel je například v brzlíku či ve sklovinné pulpě vyvíjejícího se zubu. [1][2]

Rozdělení podle funkce:

- **Epitel krycí, výstelkový** – kryje povrch těla (pokožka) a vystýlá dutiny organismu (sliznice)
- **Epitel řasinkový** – obsahuje řasinky, které se pohybují a umožňují tak posuv hlenu s přichycenými částicemi, takový typ epitelu se nachází ve vejcovodech
- **Epitel žláznový** – obsahuje žláznové buňky, je schopen vyměšovat specifické látky-sekreční a exkreční žlázy. Žláznový epitel vytváří také specifické útvary, a to žlázy exokrinní, které vylučují produkty na povrch epitelu a žlázy endokrinní, které předávají produkty do krevního oběhu
- **Epitel resorpční** – obsahuje buňky, které zajišťují vstřebávání živin, které jsou opatřeny lemem, jedná se o klky, které zvětšují povrch buněk. Typickým příkladem je epitel resorpční ve střevě
- **Epitel respirační** – umožňuje výměnu plynů mezi vzduchem sklípků a krví
- **Epitel svalový** – obsahuje smršťitelná vlákna a nachází se například v oční duhovce
- **Epitel smyslový** – obsahuje modifikované buňky epitelové, které umožňují přijímat podněty a následně předávat vzniklá podráždění nervovým buňkám. Takový epitel je umístěn ve sluchovém ústrojí [1,2]

2) POJIVA

Pojiva jsou tkáň skládající se z buněk a z mezibuněčné hmoty. Množství, složení a vlastnosti mezibuněčné hmoty jsou podkladem mechanických funkcí jednotlivých druhů pojiv. Dle těchto funkcí rozlišujeme pojiva na tkáň pojivě a podpůrné.

- **Vazivo** – složeno z vazivových buněk, které lze rozdělit na buňky fixní, jež jsou trvale ve vazivu usedlé a buňky bloudivé, jež jsou volně uloženy mezi fixními elementy. Dále je složeno z mezibuněčné hmoty, která má složku vláknitou, jež obsahuje různé typy glykoproteinů a proteoglykanů a složku amorfni, která obsahuje vlákna fibrily, které se dělí na kolagenní, elastické a retikulární. Vazivo je měkké, poddajné a má vysoký obsah vody. Lze jej rozdělit na tři základní druhy
 - a) Řídké vazivo je rosolovitého charakteru a patří k nejrozšířenějšímu typu vaziva. Tvoří obaly orgánů, slizniční a podslizniční vazivo či vazivo podkožní.
 - b) Tukové vazivo je tvořeno z tukových buněk, které v sobě shromažďují tukové kapénky (hnědá tuková tkáň), které vytvářejí jednu kapku, jež vyplňuje celou buňku, přičemž vytlačuje jádro na obvod buňky (bílá tuková tkáň). Funkce tukového vaziva spočívá v mechanické a tepelné izolaci a také v energetické rezervě.
 - c) Tuhé vazivo je tvořeno především vláknitou složkou, buňky a základní hmota jsou obsaženy v menším množství. Tuhé vazivo tvoří například šlachy, vazy či kloubní pouzdra.
- **Chrupavka** – složena z většího množství mezibuněčné hmoty a buněk, jež jsou nazývány chondrocyty. Chrupka je velmi tuhá a pevná a však není příliš tvrdá. Podle složení mezibuněčné hmoty se chrupavka dělí na tři druhy
 - a) Hyalinní chrupavka je nejrozšířenějším typem chrupavky. Skládá se ze základní hmoty, ve které jsou uloženy chondrocyty kulovitého či ovoidního tvaru, převládá však hmota s kolagenními vlákny, jež tvoří 95% objemu chrupavky. Hyalinní chrupavka se podílí například na stavbě hrtanu, kloubů, nosní přepážky. V embryonálním období tvoří největší část skeletu.
 - b) Elastická chrupavka je velmi pružná. Skládá se z elastických i kolagenních fibril. Vyskytuje se například v ušním boltci či Eustachově trubici.
 - c) Vazivová chrupavka je bílá a neprůhledná. Skládá se ze svazků vazivových vláken s malým množstvím chrupavčitých buněk. Vytváří meziobratlové ploténky.
- **Kost** – složena z buněk (osteoblastů), jež produkují základní hmotu a z mezibuněčné hmoty tvořené kolagenními vlákny. Mezibuněčná hmota obsahuje složku ústrojnou (osseín) a neústrojnou (minerální). Kost je bílá velmi tvrdá tkáň. Podle struktury lze rozlišit dva typy kostí.

- a) Kost kompaktní (hutná) je tvrdá a pevná, má velmi dobrou regenerační schopnost. Tvoří střední část dlouhých kostí, vyskytuje se také na povrchu kostí plochých.
- b) Kost spongiózní (houbovitá) má stavbu tramičitého charakteru, nachází se v hlavicích dlouhých kostí, tvoří krátké kosti a střední části kostí plochých.
- **Zubní tkáň** – složením podobná kosti obsahuje však více anorganických látek (75%), jež jsou obsaženy v dentinu (zubovině) spolu s kolagenem
 - **Pojiva trofická** – řadí se zde tělní tekutiny, které tvoří vnitřní prostředí organismu a plní řadu funkcí jako rozvod živin, hormonů, dýchacích plynů, odvod zplodin metabolismu, udržování stálého vnitřního prostředí (homeostázy). Mezi trofická pojiva patří
- a) Krev – červená, neprůhledná tekutina, jež zajišťuje transport dýchacích plynů, živin, iontů, hormonů a zplodin metabolismu. Krev tvoří
- Krevní plazma – vazká tekutina žluté barvy tvořena z 90% vody a dále bílkovinami (albuminy, globuliny, fibrinogen), glukózou, minerálními látkami, hormony, vitamíny a plyny (oxid uhličitý, kyslík, dusík)
 - Červené krvinky (erytrocyty) – okrouhlé bezjaderné buňky, jež obsahují barvivo hemoglobin. Zajišťují přenos kyslíku, neustále se obnovují, tvoří se v kostní dřeni a zanikají ve slezině a játrech, životnost červených krvinek se pohybuje v rozmezí okolo 120dnů
 - Bílé krvinky (leukocyty) – podílí si na imunitě organismu a jsou rozlišovány na granulocyty a agranulocyty. Granulocyty jsou buňky s jádrem, jež obsahují granula (barvitelná zrníčka) v cytoplazmě. Agranulocyty jsou buňky bez barvitelných zrníček, dále se dělí na monocyty a lymfocyty, které se dále dělí na T-lymfocyty (zajišťují buněčnou imunitu) a B-lymfocyty (tvoří protilátky)
 - Krevní destičky (trombocyty) – bezjaderné útvary vzniklé odštěpením cytoplazmy z velkých buněk kostní dřeni. Uplatňují se při srážení krve.
- b) Míza – složením je podobná krevní plazmě, obsahuje lymfocyty
- c) Tkáňový mok – složením se podobá krevní plazmě, obsahuje však méně bílkovin. Vzniká postupováním tekutiny z krve přes krevní kapiláry. Zprostředkovává látkovou výměnu mezi krví a buňkami, tvoří se z něj míza. [1,2]

3) Svalová tkáň

Svalová tkáň umožňuje pohyb. Je tvořena svalovými buňkami (myocyty), jež se při podráždění smršťují. Smrštění (kontrakce) je zajišťována stažitelnými vlákny- myofibrily.

Tkáň svalová se dělí

- a) Svalovina hladká – složena z protáhlých vřetenovitých buněk svalových s průměrnou délkou 80µm. Uprostřed těchto buněk se nachází její jádro. Buňky mohou vytvářet souvislé vrstvy, nebo se mohou vyskytovat roztroušeně, popřípadě také mohou vytvářet sítě. Hladké svalstvo je i v klidu ve stavu napětí – udržuje určitý tonus. Tvoří stěny vnitřních orgánů. Je ovládáno vegetativními (autonomními) nervy, nelze jej ovládat vůli.
- b) Svalovina příčně pruhovaná (kosterní) – složena z mnohojaderných svalových vláken silných 10-100µm. Někdy mohou být svalová vlákna i delší, délka takových vláken se pohybuje v řádech milimetrů až centimetrů. Jednotlivá vlákna se spojují ve svazky obalené vazivem. Více svazků tvoří sval, jenž je kryt vazivovou pochvou. Svalovina příčně pruhovaná je součástí kosterních svalů zajišťujících pohyb, nachází se však také v jazyku, stěně hltanu, jícnu či hrtanu. Je ovládána cerebrospinálními (mozkomíšními) nervy, lze ji ovládat vůli.
- c) Srdeční svalstvo (myokard) – je složeno s jednojaderných úseků propojených šikmými přepážkami, jež vytvářejí síť. Jádro je uloženo periferně. Svalstvo je ovládáno vegetativními (autonomními) nervy, svalovina pracuje neustále, rytmicky, je neunavitelná, nelze ji ovládat vůli. [1,2]

4) Nervová tkáň

Nervová tkáň zajišťuje díky své dráždivosti příjem a vedení vzruchu. Vytváří centrální nervstvo a periferní nervy, tedy nervovou soustavu, jež je kontrolním a koordinačním mechanismem organismu. Nervovou tkáň tvoří:

- Neurony – nervové buňky různého tvaru a různé velikosti (4-130 µm) s kulatým jádrem složeny z těla (neurocyt, perikaryon), z dlouhého nevětveného výběžku neuritu (axonu) a bohatě větvených kratších výběžků dendritů. Neurit vede podráždění z buňky (odstředivé vedení) a dendrity vedou podráždění do buňky (dostředivé vedení)
- Buňky gliové – pomocné buňky s ochrannou, opornou a výživnou funkcí

Nervová tkáň je dále tvořena šedou a bílou hmotou, kdy šedá hmota je tvořena těly nervových buněk a bílá hmota je tvořena nervovými vlákny.

Převod podnětů z neuronů na neuron je zajišťován synapsí, která toto spojení mezi neurony umožňuje. Podle typu spojení lze rozlišit neurony

- a) Aferentní (senzitivní) – spojení výběžků neuronů s receptory
- b) Eferentní (motorické) – spojení neuronů s buňkami výkonných orgánů
- c) Interneurony – spojení neuronů s jinými neurony [1,2]

2.2. Vlastnosti tkání s ohledem na diagnostické metody

Diagnostické metody RTG a CT se podílejí na změnách tkání. Obecně platí, že RTG záření absorbované organismem ve větších dávkách je nebezpečné. Dochází k ionizaci a excitaci, přičemž je absorbována energie, což vede k řadě chemických reakcí, které mohou vést ke smrti buňky či poškození molekuly DNA. Ionizující záření vyzařuje jak rentgen, tak CT, které je založeno na obdobném principu jako rentgen. U CT však platí, že pacient je vystaven větší dávce než při běžném rentgenu.

Biologické účinky ionizujícího záření lze rozdělit na deterministické a stochastické. Deterministické účinky se projevují až v případě, kdy dávka v tkáni či orgánu přesáhla určitou prahovou hodnotu, deterministické účinky jsou tedy prahového typu. Jako příklad slouží například akutní nemoc z ozáření nebo radiační zánět kůže. Stochastické účinky jsou vyvolané změnami v genetické informaci buňky. Jedná se o účinky bezpráhové a předpokládá se pro ně lineární vztah mezi dávkou a účinkem, přičemž závislost těchto účinků na dávce má zcela náhodný (stochastický) charakter. U stochastických účinků se jedná o účinky pozdní, které mohou vést ke vzniku zhoubných nádorů či genetické změně.[3]

Záření má vliv především na buňky a tkáně, přičemž účinky záření na buňku se dělí do dvou skupin.

1. **Buněčná deplece (smrt buňky)** – nastává při velmi vysokých dávkách záření. Může nastat v interfázi (interval mezi dvěma buněčnými děleními, mitózami). Běžnějším typem buněčné smrti tzv. mitotické smrti je zánik vázaný na mitózu (buněčné dělení). Takové poškození se neprojeví okamžitě, nýbrž se projeví tím, že daná buňka se již není schopna dělit. K mitotické smrti buňky stačí již nižší dávky záření, které nestačí na usmrcení buněk v interfázi. Lze tedy odvodit, že smrtící účinek se nejlépe projeví ve tkáních, ve kterých probíhá rychlé buněčné dělení.[3]
2. **Změna cytogenetické informace** – jedná se o změny genetické informace uložené v chromozomu v jádře buňky. Záření vyvolává tzv. mutace (změny genotypu), které lze rozdělit na mutace genové, chromozomové a genomové. Genové mutace zahrnují změny struktury jediného genu, kdy se mění struktura DNA, ale stavba chromozomu se nemění. Chromozomové mutace představují změny chromozomu a genomové mutace způsobují změny počtu chromozomů. [3,4]

Radioaktivita (citlivost k ozáření) je pro každý lidský organismus rozdílná, respektive v různých tkáních se při stejné absorbované dávce projeví rozdílné biologické účinky. Vzhledem k tomu, že mitotická smrt je převládajícím typem buněčné smrti ozářením, tak platí, že vysokou radiosenzitivitu vykazují tkáně, ve kterých probíhá rychlé buněčné dělení (krvetočné orgány, výstelka střeva, vyvíjející se zárodek).

Tkáně a orgány mají také různou vnímavost k vyvolání cytogenetického efektu, což se projevuje odlišnou vnímavostí ke vzniku nádorů.

Při správném dávkování bývá RTG záření využíváno při terapii nádorových onemocnění (radioterapie), kdy je využíváno právě vlastností RTG hubit buňky s rychle probíhajícím buněčným

dělením. Při radioterapii bývá ozařována oblast nádoru tak, aby nedošlo k poškození zdravé tkáně. Musí být tedy zvolena vhodná dávka, vhodná doba expozice, správné rozložení ozáření. [3]

Biologický účinek ionizujícího záření popisuje dávkový ekvivalent H , který je dán vztahem

$$H = D \cdot Q \quad (2.1)$$

Kde

H – dávkový ekvivalent (Sv)

D – absorbovaná dávka (Gy)

Q – faktor kvality záření

Jednotkou dávkové ekvivalentu je Sievert (Sv), který udává takovou absorbovanou dávku, která při různém typu ionizujícího záření vyvolá v organické látce stejný biologický účinek. Při ozařování se hodnoty dávkového ekvivalentu pohybují v jednotkách mSv.

Tabulka 2.1: Příklady radiační zátěže při běžném vyšetření [3]

Konvenční rentgenové vyšetření	Diagnostický výkon	Dávkový ekvivalent (mSv)
	končetiny a klouby	0,01
	pľíce	0,02
	lebka	0,07
	mamografie	0,1
	kyčle	0,3
	pánev, hrudní páteř	0,7
	břicho	1,0
	bederní páteř	1,3
	polykací trakt	1,5
	vyšetření žaludku, střevní pasáž	3
	irigoskopie	7
CT vyšetření	hlava	2,3
	hrudník	8
	břicho, pánev	10

Tabulka 2.2: Rizika ozáření dávkami[3]

Dávkový ekvivalent (mSv)	Riziko, následky
< 0,1	zanedbatelné
0,1-1	minimální
1-10	velmi nízké
10-100	nízké
500 - 1000	mírná nemoc z ozáření, způsobuje infekční riziko, neboť dochází k poškození imunitních buněk
1000-2000	lehká otrava ozářením, projevuje se průjmy, zvracením, může dojít i k úmrtí
2000-4000	dochází ke krvácení z úst, kůže a ledvin, do měsíce umírá polovina osob
4000-8000	dochází k poškození kostní dřeně, úspěšnost uzdravení závisí na její transplantaci, úmrtí nastává po dvou týdnech
10000-50000	akutní otrava ozářením-okamžitá nevolnost doprovázená vyčerpaností je střídána latentní fází, po týdnu nastává úmrtí všech osob
80000	okamžitá smrt

U nukleární magnetické rezonance, která využívá magnetické pole, nebyl negativní vliv na tkáň zjištěn, neboť je zde nulová radiační zátěž. Nevýhodou jejího využívání je fakt, že v jejím okolí nesmí být díky přítomnosti magnetického pole přítomná feromagnetická látka. K této podmínce se váží jisté kontraindikace, jakou jsou kardiostimulátory, které mohou být vlivem magnetického pole poškozeny, kovové předměty v oblasti hlavy (naslouchadla), kovové implantáty či tetování na místě vyšetřované oblasti (může obsahovat kovové prvky, díky kterým by došlo k poškození tkáň v lokaci tetování). Silné magnetické pole působící na pacienta může také v některých případech vyvolat dočasnou nervovou stimulaci, při které se mohou objevit tiky ve vyšetřované oblasti.

2.2.1. Zobrazení tkání

Zobrazení tkání pomocí jednotlivých diagnostických metod je různé dle vlastností dané tkáně. U konvenčního rentgenového vyšetření a CT vyšetření je princip zobrazení jednotlivých tkání dán schopností tkání pohlcovat záření. Platí, že těžší atomy pohlcují záření nejvíce. Z toho vyplývá, že kosti budou zobrazeny nejvýrazněji (bílá barva), měkká tkáň, která pohlcuje záření méně, bude méně výrazná (šedá barva) a tělní dutiny a vzduch budou zobrazeny nejméně výrazně (černá barva), neboť tam dopadají paprsky záření přímo, nejsou ničím pohlcovány. Absorpce RTG záření je popsána Lambert – Beerovým zákonem, který říká, že intenzita dopadajícího záření při průchodu látkou dané tloušťky exponenciálně klesá, přičemž se nazývá lineárním absorpčním koeficientem a představuje materiálovou charakteristiku. Zeslabení lze vyjádřit vztahem

$$I = I_0 e^{-\mu d} \quad (2.2) [5]$$

kde

I – intenzita elektromagnetického záření po průchodu absorbujícím prostředím

I_0 – intenzita dopadajícího elektromagnetického záření

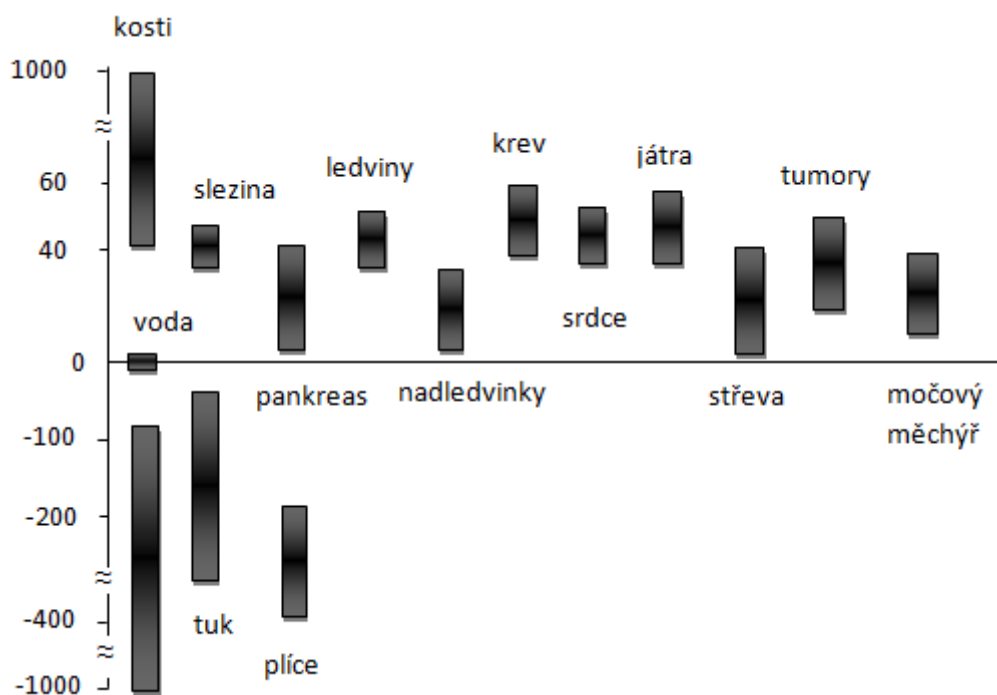
e – základ přirozených logaritmů

d – tloušťka absorbujícího prostředí (cm)

μ – absorpční koeficient (m^{-1})

CT bývá vyjádřeno namísto lineárního absorpčního koeficientu tzv. CT čísla, které jsou udávány v Hounsfieldových jednotkách (HU), které jsou vztaženy na vodu dle vztahu:

$$CT = 1000 \frac{\mu_{\text{tkáň}} - \mu_{\text{voda}}}{\mu_{\text{voda}}} \quad (2.3) [5]$$



Obrázek 2.1: Rozsahy CT čísel Hounsfieldových jednotkách pro tkáně a referenční materiály [6]

Většina měkkých tkání má CT číslo v rozmezí 0-100 HU. Pro diagnostické účely je rozlišováno 2000 CT čísel.

Nukleární magnetická rezonance patří k nejlepším zobrazovacím diagnostickým metodám. Vyniká především v zobrazování měkkých tkání.

Při zobrazování magnetickou rezonancí se uplatňují termíny vyjadřující intenzitu signálu. Dochází tak k dělení na hyperintenzivní signál s vysokou intenzitou signálu, který se na zobrazení projevuje světlou barvou, izointenzivní signál se stejnou intenzitou signálu a hypointenzivní s nízkou intenzitou signálu, který se na výsledném zobrazení projeví tmavou barvou. Platí, že pro jiné sekvence se intenzita tkání může lišit.[7]

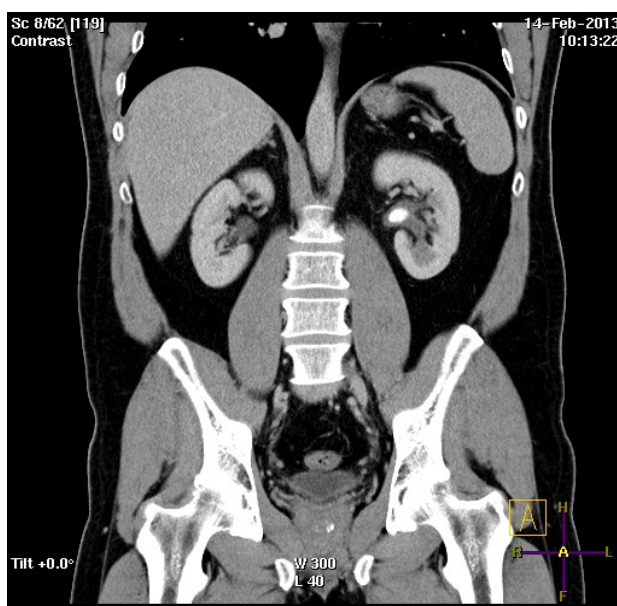
Tabulka 2.1: Rizika ozáření dávkami[7]

	T_2 – vážená sekvence	T_2 – vážená sekvence
tekutina	hypointenzivní	hyperintenzivní
parenchymatózní orgány	střední intenzita	střední intenzita
tuk	hyperintenzivní	mírně hyperintenzivní
spongiózní kosti	hyperintenzivní	mírně hyperintenzivní
kortikální kosti	asignální	asignální



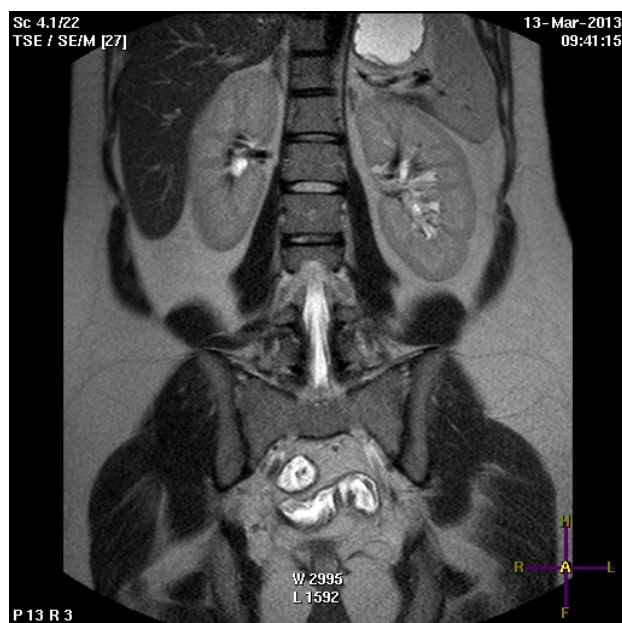
Obrázek 2.2: Rentgenový snímek břicha

Na snímku jsou nejzřetelnější patrné kosti, neboť platí předpoklad, že těžší atomy pohlcují záření nejlépe. Viditelnost kostí zhoršuje měkká tkáň, která kosti obklopuje. Měkká tkáň je na snímku zobrazena šedě. Odlišení kostí od měkké tkáně je lehce rozpoznatelné. Mezi měkkými tkáněmi je malý kontrast, tudíž jsou špatně rozpoznatelné, dochází k zániku detailů.



Obrázek 2.3: CT snímek břicha

Na CT snímku je již patrné více detailů, lze rozlišit některé měkké tkáně, kontrast však není dostatečný, nelze rozlišit všechny patologie.



Obrázek 2.4: MRI snímek břicha

U MRI snímku dochází k velmi kvalitnímu zobrazení měkkých tkání. To je dáno samotným principem zobrazení u MRI, který spočívá ve využití magnetu, který způsobuje změny magnetického pole, které ovlivňují atomy v molekulách vody. Tyto atomy odpovídají vysíláním záření, které je zachyceno magnetickou rezonancí a dochází k vyhodnocení prostorového rozmístění molekul vody v daném orgánu. Orgány na snímku jsou mezi sebou dobře rozlišitelné, neboť každý orgán má rozdílné rozložení vody. Kosti jsou ve srovnání s CT či RTG zobrazením znázorněny hůře a to díky tomu, že kosti mají malý obsah vody.

3 Fyzikální principy metod RTG, CT a NMR

Jednotlivé diagnostické metody jsou založeny na rozdílných principech. Rentgen a CT jsou založeny na principu využívajícího rentgenového záření vznikajícího v rentgence, zatímco magnetická rezonance využívá radiofrekvenčního elektromagnetického záření a je založena na rozdílných magnetických vlastnostech atomových jader různých prvků.

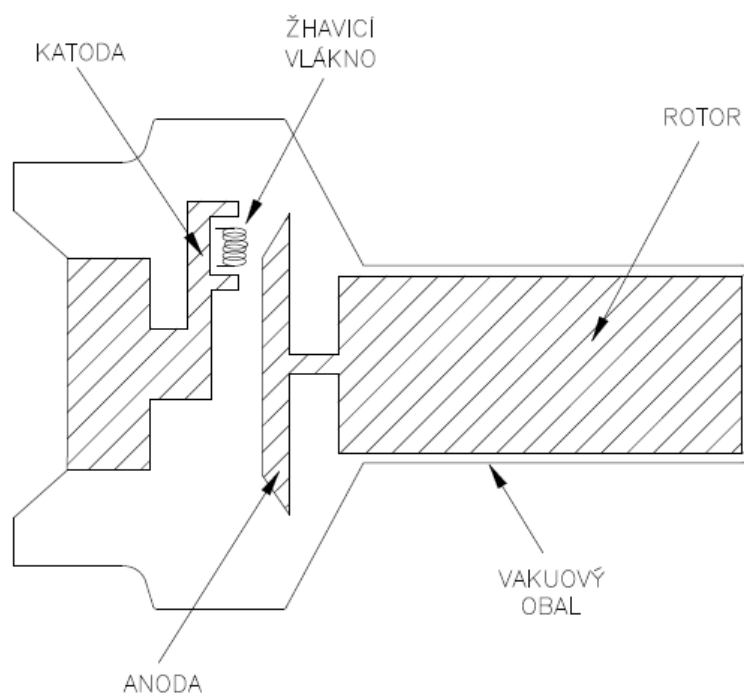
3.1. Princip rentgenu

Princip rentgenu je založen na využívání RTG záření. RTG záření je ionizující elektromagnetické záření. Jedná se o proud fotonů o energiích od desítek až do stovek keV, přičemž pronikavé elektromagnetické X – záření má energii fotonů v rozmezí 20 – 200 keV. Dále platí, že dané elektromagnetické záření je velmi krátkých vlnových délek pohybujících se v rozmezí $10^{-8} - 10^{-12}$ m.

O RTG záření dále obecně platí, že může být polychromatické či monochromatické. Polychromatické je tehdy, obsahuje-li více vlnových délek λ a monochromatické je tehdy, obsahuje-li pouze 1 vlnovou délku λ . Rtg záření bývá koherentní. Všechny jeho vlny mají stejnou vlnovou délku a jsou ve fázi (pozice minima a maxima je shodná). Koherence definuje vzdálenost, na které se vlny rozfázují. Dalšími vlastnostmi Rtg záření je divergence a polarizace. Divergence charakterizuje rozbíhavost paprsků elektromagnetického záření do prostoru. Polarizace popisuje specifickou orientaci kmitů vektorů intenzity elektrického pole po čas šíření elektromagnetického vlnění. Všeobecně je záření nepolarizovatelné, tj. kmity vektoru elektrického pole jsou v rovině kolmé na směr šíření vlnění.

Mezi přirozené zdroje rentgenového záření patří například hvězdy, uměle se záření získává v rentgence.

Rentgenka je skleněná trubice, ve které je hluboké vakuum, s katodou a anodou. Katoda je tvořena žhavým wolframovým vláknem, ze kterého jsou vyzařovány elektrony, jež jsou přitahovány k anodě, která bývá vyrobena z těžkého materiálu (wolfram), který má vysokou elektronovou hustotu, která způsobuje, že dopadající elektrony jsou prudce brzděny odpudivou silou. Část kinetické energie elektronu je přeměněna na elektromagnetické záření (X – záření). Při tomto procesu vzniká velké množství tepla (99%) a jen nepatrné množství fotonů X – záření (1%). [8,9]



Obrázek 3.1: Rentgenka [8]

X-záření se dělí na záření brzdné a charakteristické.

Brzdné X – záření

Brzdné X – záření, jež je produkováno rentgenkou, spočívá ve zpomaleném toku rychle letících elektronů, kdy se jejich kinetická energie přemění na energii fotonů elektromagnetického záření s účinností 1%. Brzdné X – záření má spojité spektrum, které obsahuje vlnové délky v určitém rozsahu. Spektrum brzdného X – záření se pohybuje od energií blízkých nule až k maximální energii dané hodnotou anodového napětí. Energie závisí na rychlosti, při které dochází k zabrzdění elektronů při dopadu na anodu. Vzhledem k faktu, že jednotlivé elektrony pronikají různě hluboko do atomů anody, lze rozlišit měkké X – záření a tvrdé X – záření, přičemž platí, že čím blíže jádru anody elektrony proniknou, tím tvrdší bude brzdné X – záření vyprodukováno.[9,10]

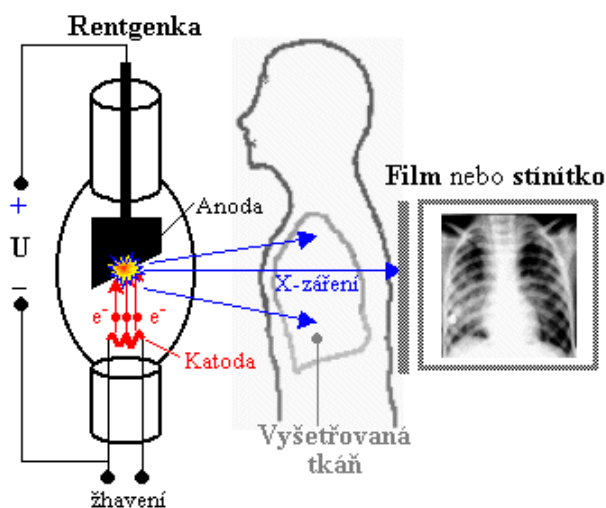
Charakteristické X- záření

Energie charakteristického X – záření již nezávisí na anodovém napětí, ale je závislá na materiálu anody. Charakteristické X – záření má čárové spektrum (charakteristická dvojce píků $K\alpha$, $K\beta$ a pík L). Elektron, který dopadá na anodu, vyráží původní elektron ven z atomu. Vzniká neobsazené místo tzv. díra, která je obsazena dalším elektronem z hladiny vzdálenější od jádra, přičemž dochází k vyražení fotonu rentgenového záření, jehož energie je rovna energetickému rozdílu mezi elektronovými hladinami, z toho vyplývá závislost na materiálu. [9,10]

3.1.1. Vznik a vlastnosti rentgenového obrazu

Pronikavé elektromagnetické X – záření prochází přes tkáň vyšetřovaného objektu, přičemž část záření se v závislosti na tloušťce a hustotě tkáně absorbuje a zbylá část tkáni prochází a je zobrazována fotograficky či na luminiscenčním stínítku nebo také nověji pomocí elektronických detektorů. Při expozici RTG záření vzniká rentgenový obraz vyšetřované tkáně, tedy RTG obraz vzniká projekcí RTG záření z ohniska anody, přes tkáňové struktury uvnitř organismu s různými absorpčními koeficienty a různými tloušťkami, na film či zobrazovací detektor. Různým absorpcím X – záření v různých tkáních jsou na obraze přiřazovány různé intenzity ve stupních šedi. Přiřazování může být realizováno analogově (zčernání filmu) nebo digitálně (elektronické i zobrazovací detektory + počítač). Vytváří se obraz odrážející velikosti, tvary, uspořádání tkání a orgánů či změny vyvolané patologickými procesy. Jedná se o vznik sumačního 2D snímku.

X – záření vzájemně působí s atomy tkáně dvěma procesy, a to fotoefektem a Comptonovým rozptylem. Tyto procesy se podílejí na různé absorpci záření v jednotlivých tkáních v závislosti na tloušťce, hustotě látky a protonovém čísle atomů. [9,10]



Obrázek 3.2: Základní principiální schéma rentgenového zobrazení [9]

Parametry kvality RTG obrazu:

- Ostrost a rozlišovací schopnost – pro dobrou ostrost je důležitý malý rozměr dopadového ohniska, z něhož je X – záření vyzařováno. Závisí tedy na konstrukčním provedení rentgenky, kdy je nejlepší, aby svazek X – záření vycházel z téhož bodového zdroje. Velikost ohniska by se měla pohybovat v rozmezí 0,5 – 2 mm. Rozlišovací schopnost je dána minimální vzdáleností dvou ještě rozlišitelných bodů. U RTG zobrazení se pohybuje 0,5 – 2 mm v závislosti na velikost ohniska.
- Kontrast – vyjadřuje gradient zobrazení rozdílu v absorpci X – záření pomocí stupnice šedi. Kontrast je dán poměrem absorpčních koeficientů jednotlivých zobrazených tkání, jež závisí na rozdílné denzitě (hustotě) okrsků tkáně (při nepatrných rozdílech se využívá kontrastní

látka). Kontrast v absorpci závisí také na energii X – záření. Energie záření je charakterizována zdrojem vyzařovaných částic a závislosti vlastností na této energii.

- Počet fotonů v obraze, pro každý obraz je nutné určit optimální počet fotonů. U analogového zpracování obrazu je dán počet fotonů citlivostí použitého materiálu. U digitálního zpracování obrazu lze jas dodatečně upravit.[9]

Artefakty

Jednotlivé parametry mohou být negativně ovlivněny. Například ostrost a rozlišovací schopnost je zhoršena při rozmazání obrazu, které vzniká pohybem pacienta během expozice. Tomuto riziku lze zabránit zkrácením expoziční doby. K rozmazání obrazu však dochází také pohybem vyvolaným dýcháním či tlukotem srdce. Eliminovat tento problém lze trigrováním a synchronizací obrazu v určitých fázích srdeční pulzace či dýchání.

Kontrast bývá negativně ovlivněn Comptonovsky rozptýleným zářením (fotony se pohybují jiným směrem), které lze omezit sekundární clonou. Jedná se o mřížku, která je tvořena rovnoběžnými absorpčními lamelami (olověnými), které mezerami propouštějí pouze primární X – záření prošlé ve směru původního svazku.

Počet fotonů v obraze musí být optimální. Při nedostatečném množství je obraz rozšumělý a dochází k zániku detailů. [9]

Planární RTG zobrazení

- **Skiagrafie** – jedná se o diagnostickou metodu snímkování, při které RTG – záření po průchodu tkání dopadá na fotografický film, jež obsahuje halogenidy stříbra (bromid stříbrný). Stříbro se z vazby ve sloučenině uvolňuje fotochemickou reakcí za vzniku latentního obrazu, který se vyvoláním a ustálením filmu zviditelní. [9]
- **Skiaskopie** – jedná se o přímé vizuální pozorování obrazu prošlého RTG – záření přímo na fluorescenčním stínítku. Takto vzniklé zobrazení se užívalo především dříve a jednalo se o tzv. přímou skiaskopii. Dnes se z důvodů vysoké radiační zátěže od této metody upouští a využívá se tzv. nepřímá skiaskopie, jež se provádí na přístrojích se zesilovačem obrazu a elektronickým či digitálním snímáním obrazu.[9]

Detekce obrazu

Detekci obrazu lze rozdělit na dvojí provedení. Prvním je analogové zobrazení a druhým zobrazení digitální. Analogové zobrazení bylo řazeno mezi nejběžněji užívaný zobrazovací proces, dnes však bývá nahrazováno zobrazením digitálním.

- **Analogové zobrazení** – bývá reprezentováno fotografickým filmem, obsahujícím na svém povrchu vrstvu bromidu stříbrného (AgBr), a luminiscenční fólií sloužící k zesílení fotochemické citlivosti fotografického filmu. Analogové zobrazení je založeno na principu fotochemického účinku rentgenového záření. Rentgenové záření prošlé vyšetřovaným objektem reaguje s bromidem stříbrným tak, že se stříbro uvolňuje ze své vazby ve sloučenině a tím dochází ke vzniku latentního obrazu na fotografickém filmu. [9]
- **Digitální zobrazení** – je charakteristické možností uložení vzniklého obrazu do počítače. Tato vlastnost nese výhody v podobě kvalitnějšího zobrazení snímku. Digitální zobrazení lze rozdělit na digitalizaci přímou a nepřímou.
 - a) **Přímá digitalizace (DR – Direct Radiography)** – je založena na záznamu obrazu pomocí snímacích detektorů, kdy se pro detekci využívají flat panely, díky nimž se vzniklý obraz převádí na viditelný snímek na monitoru
 - b) **Nepřímá digitalizace (CR – Computed Radiography)** – využívá kazety na film obdobně jako analogové zařízení, avšak liší se v tom, že u nepřímé digitalizace kazeta obsahuje paměťovou fólii, což umožňuje začlenit systém s nepřímou digitalizací do analogového rentgenového přístroje. Po expozici je kazeta přenesena do čtecího zařízení, kde je vzniklý latentní obraz převeden na světelný signál. Vzniklé světelné záblesky jsou fotonásobičem zesíleny a převedeny na analogový elektrický signál, který je dále upraven na digitální formu v analogově digitálním převodníku a následně je zpracován v počítači. Výsledný obraz je pak možno prohlížet na monitoru. Z kazety bývá za pomoci laserového světla obraz vymazán.

3.1.2. Konstrukce rentgenu

1. *Rentgenka* – skleněná trubice, ve které je hluboké vakuum, s katodou a anodou. Katoda je tvořena žhavým wolframovým vláknem, ze kterého jsou vyzařovány elektrony, jež jsou přitahovány k anodě, která bývá vyrobena z těžkého materiálu (wolfram), který má vysokou elektronovou hustotu, která způsobuje, že dopadající elektrony jsou prudce brzděny odpudivou silou. Místo dopadu elektronů se nazývá termické ohnisko. Optické ohnisko vznikajícího záření je pak geometrickým průmětem zářící plošky na anodě. Anoda bývá chlazená vzduchem anebo se využívá rotační anody, která svou rotací rozloží teplo na větší plochu anody. Svazek RTG záření vychází beryliovým okénkem umístěným v kovovém krytu rentgenky.[9,11]
2. *Filtr* – zachycuje dlouhovlnnou část spektra a zabraňuje tak zbytečné radiační zátěži pacienta. Nejčastěji bývá zhotoven z hliníkového plechu a bývá umístěný hned za rentgenkou.[9,11]

3. *Clony* – primární clony zajišťují geometrické vymezení svazku X – záření tak, aby svazek záření zasahoval pouze vyšetřovanou oblast. Primární clony jsou vyrobeny z nastavitelných olověných lamel a jsou umístěny těsně před okénkem rentgenky. Další clonou je clona sekundární, která bývá umístěna mezi pacientem a filmem nebo také stínítkem či flat-panelem. Jedná se o mřížku tvořenou rovnoběžnými absorpčními lamelami (olověné pásy), které propouští pouze X – záření prošlé ve směru původního svazku. Užívají se tři typy sekundárních clon a to sbíhavá fokusovaná Bucky-Potterova clona (10 lamel/cm), paralelní jemná Lysholmova clona (40 – 60 lamel/cm) a ultrajemná Smithova clona (100 lamel/cm). [9,11]
4. *Zobrazovací detektory* – dříve se uplatňovaly fotografické filmy či luminiscenční stínítka, dnes je stídnají elektronické zobrazovací detektory. [9,11]
5. *Zesilovač obrazu* – využíván v 60. – 80. letech minulého století. Jednalo se o speciální vakuové elektronky se vstupním a výstupním okénkem. Vnitřní strana vstupního okénka bývala pokryta vrstvou scintilátoru, na kterou dopadalo X – záření, které vyvolávalo záblesky světla, jež fotoefektem vyráželo elektrony z fotokatody. Vzniklé elektrony byly přitahovány prstencovými urychlovacími a fokusačními elektrodami a vrhány na výstupní okénko, které také obsahovalo scintilátor, takže docházelo ke vzniku intenzích záblesků. Vznikl zmenšený, převrácený zesílený, velmi jasný obraz, který byl snímán optickou TV kamerou a zobrazován na TV obrazovce. [9,11]
6. *Flat panely* – poskytují signály pro přímý digitální obraz, respektive převádějí X – záření na elektrický signál. Tvoří je detekční panel, který je složen z pixelů sestavených do matice (cca 2000x2000). Dle převodu X – záření na elektrický signál je rozlišována nepřímá a přímá konverze. Nepřímá konverze je založena na dopadu fotonů X – záření na vrstvu scintilační látky za vzniku záblesků světla, které vstupuje do polovodičových fotodiod a vnitřním fotoefektem uvolňuje elektrický náboj (převod světla na elektrický signál). U přímé konverze fotony X – záření dopadají přímo do polovodičových detektorů, kde jsou interakcí uvolněny elektrické náboje, které jsou přímo převedeny na elektrický signál. Pro přímou i nepřímou konverzi platí, že následné snímání (read – out) probíhá v multiplexním režimu ve směru os X a Y a poskytuje souřadnicové impulzy, jež jsou analogově-digitálním konvertorem (ADC) převedeny do formy digitální a stídnány do odpovídajících adres paměti v obrazové matici počítače. Vzniká tak digitální rentgenový obraz. [9,11]
7. *Zdroj anodového a žhavicího napětí* – zdrojem anodového napětí bývá transformátor a usměrňovač. Transformované napětí bývá usměrněno a stabilizováno na hodnoty pohybující se v mezích 20 – 200 kV, přičemž platí, že velikost napětí závisí na daném diagnostickém účelu. Zdrojem napětí pro žhavenou katodu je transformátor připojený přes reostat. [9,10,11]
8. *Ovladač* – slouží k řízení rentgenového přístroje[11]

K rentgenovému přístroji dále patří pomůcky pro RTG snímání, které omezují vznik artefaktů a tím zvyšují kvalitu vzniklého obrazu. Mezi tyto pomůcky patří například snímovací stojany (vertigrafy), které slouží ke snímkování pacienta ve stoje. Dále zde patří vyšetřovací sklopné stěny, které jsou určeny pro skiaskopicko – skiagrafické vyšetření. Rentgenky bývají umístěny na stojanech, které mohou mít tvar písmene C (C – rameno, C – arm) nebo písmene U (U – rameno, U – arm). Rameno lze otáčet do různých úhlů, což vede ke snadnému zobrazení u různých projekcí.

K rentgenovému přístroji může patřit také fixační zařízení, které slouží k fixaci lebky a zamezuje tak vzniku artefaktů způsobených pohybem pacienta nebo kompresní zařízení, které slouží k přichycení a stlačení vyšetřované části těla[10]



Obrázek 3.3: Pojízdný RTG přístroj [10]

3.2. Princip CT

Tomografie (z řeckého tomo – řezat) vychází z planárního RTG zobrazení respektive ze skiografie, která umožňuje pouze dvojrozměrnou projekci tkáně, zatím co skutečná tkáň je trojrozměrná, z toho vyplývá, že planární zobrazení ukazuje pouze část reality. Na místo toho tomografie poskytuje větší počet primárně transverzálních řezů určité tkáně. Vyšetřovaná oblast je tak rozdělena na větší počet tenkých vrstev (řezů), které lze jednotlivě snímat pod úhly v rozsahu $0^\circ - 180^\circ - 360^\circ$. Z lokálního zeslabení RTG paprsků se v počítači matematicky zrekonstruuje obraz dané vrstvy (řezu). Vyšetřovanou oblast si tak lze na počítači prohlédnout po jednotlivých řezech.

Princip tomografického zobrazení tedy spočívá v projekci vyšetřované oblasti pod různými úhly, kdy je naproti rentgenky umístěný detektor záření, který rotuje kolem těla pacienta. Rentgenka i detekční systém jsou upevněny na speciálním rentgenovém stojanu tzv. gantru, který rotaci umožňuje.

Trojrozměrný tomografický obraz je tvořen řadou obrazů příčného řezu umístěných vedle sebe postupným podélným lineárním posunem pacienta vzhledem k systému rentgenka – detektor.

Počítačová tomografie je realizovatelná dvěma základními metodami, a to metodou rotační a metodou spirální. [7,9]

- **Metoda rotační** – je založena na rotaci rentgenky kolem vyšetřovaného objektu, přičemž dochází k detekci a klasifikaci různě tlumených rentgenových paprsků a k následné rekonstrukci tomografického řezu vyšetřovaného objektu. Rotace rentgenky kolem vyšetřovaného objektu může být realizovaná jedním ze dvou konstrukčních principů a to konstrukcí vějířovou či kruhovou, kdy v praxi bývá upřednostňována konstrukce vějířová, neboť pro spolehlivou funkci je zapotřebí menší počet detektorů než u konstrukce kruhové. Pro obě konstrukce platí, že jsou založeny na kruhové rotaci rentgenky, jež kolem centra umístění vyšetřovaného objektu vyzařuje vějíř paprsků. Rozdíl mezi konstrukcemi je dán uspořádáním detektorů. Pro kruhovou konstrukci platí, že detektory se nacházejí po celém obvodu souběžně s trajektorií rotující rentgenky a pro vějířovou konstrukci platí, že detektory jsou uspořádány do kruhové výseče (vějíře), jež se otáčí synchronně s rotující rentgenkou. Vějířovitá konstrukce je definována sektorem záření (délkou detekované výseče) a charakteristikou záření rentgenky. Kruhová konstrukce je charakterizována inverzním sektorem záření, kdy výchozím bodem inverzního záření není rentgenka ale detektor. Pro každý detektor je inverzní sektor záření rozprostřen přes celou kruhovou výseč. Cílem jednotlivých konstrukcí je získat dostatečný počet profilů zeslabení potřebných k obrazové rekonstrukci. Výsledný počet profilů zeslabení je u vějířovité konstrukce dán počtem zaznamenaných sektorů záření a je nezávislý na počtu elementárních detektorů. Pro kruhovou konstrukci platí jev opačný, tedy počet zeslabení je dán počtem elementárních detektorů. Dále platí, že hodnota zeslabení u vějířovité konstrukce je funkcí polohy detektoru na detekované výseči a u kruhové konstrukce se jedná o funkci času, neboť pro každý detektor je získána časová posloupnost naměřených hodnot. [7]
- **Metoda spirální** – jedná se o metodu, kdy byl diskrétní proces nahrazen procesem spojitým. Spojitého, šroubovitého pohybu rentgenky se dosáhne kombinací rotačního pohybu rentgenky se spojitým, postupným pohybem stolu.

Spirální metodu lze definovat vztahem

$$P = \Delta l / d \quad (3.1) [7]$$

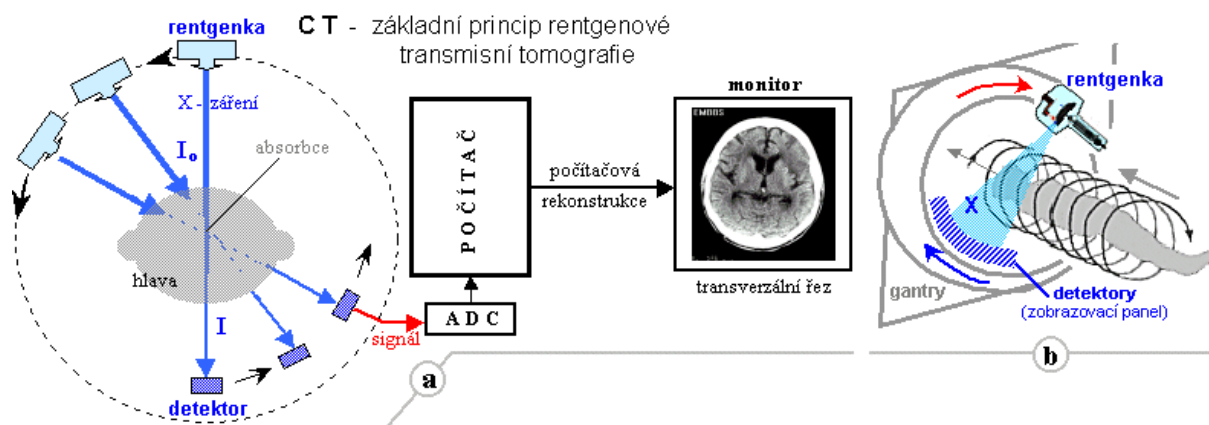
kde

P – parametr pitch (většinou je volena na modernějších přístrojích hodnota $P = 1,5$. Platí, že s rostoucí hodnotou P klesá kvalita rekonstruovaného snímku z důvodu zkrácení doby průchodu paprsků měřenou oblastí → menší počet rentgenových kvant)

Δl – posuv lůžka za dobu jednoho otočení rentgenky

d – tloušťka řezu (mm)

Mezi hlavní výhody spirální metody patří možnost eliminace pohybových artefaktů způsobených dýcháním pacienta, možnost rekonstrukce plošného řezu v libovolném místě vyšetřované oblasti pomocí vhodné interpolační metody, mezi které patří interpolace metodou vide a slim.[6]

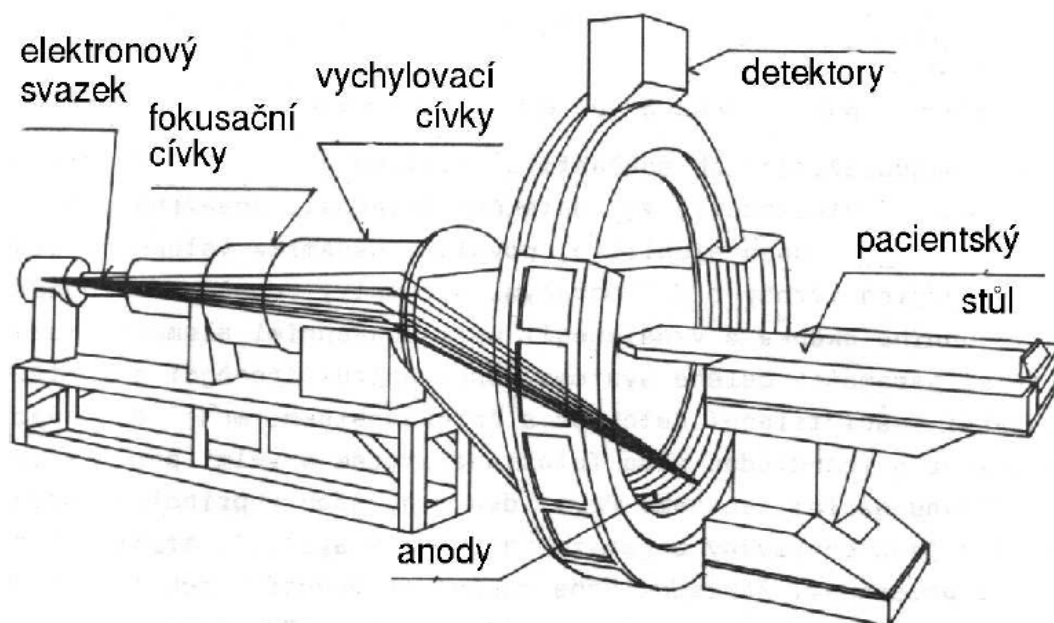


Obrázek 3.4: Počítačová tomografie a) Základní principální schéma b) Spirální princip [9]

Dle historického vývoje lze CT přístroje rozdělit do pěti základních generací

- **První generace** – CT přístroje využívaly pouze jeden detektor, který rotoval lineárně a rovnoběžně s rentgenkou v rovině řezu. Proces se opakoval vždy po sejmutí rovnoběžného průmětu, kdy se systém rentgenka, kolimátor a detektor pootočil o určitý úhel. X – záření bylo kolimováno do tenkého svazku.[9,11]
- **Druhá generace** – CT přístroje využívaly kombinaci malé lineární translace pro každý úhel natočení a postupné rotace systému rentgenka, kolimátory, detektory. X – záření bylo kolimováno do tvaru vějíře a detekováno již více detektory umístěných v jedné řadě na kružnicové výseči naproti rentgenky. [9,11]
- **Třetí generace** – tyto CT přístroje patří k nejrozšířenějším a řadí se mezi celotělové CT přístroje. X – záření z rentgenky je kolimováno do tvaru vějíře, který je širší než u generace druhé. Záření je po průchodu vyšetřovaným objektem detekováno opět větším počtem detektorů, tentokrát však umístěných na kruhové výseči ve více řadách, což zajišťuje snímání více řezů současně.[9,11]
- **Čtvrtá generace** – CT přístroje se vyznačují uspořádáním detektorů úplného kruhu. Rotuje pouze rentgenka, detektory se nepohybují.[9,11]
- **Pátá generace** – jedná se kardio-tomograf s elektronovým svazkem (Electron Beam CT – EBT). Tyto CT přístroje neobsahují rentgenku. X – záření vzniká dopadem rychle letících elektronů (elektrony jsou vystřelovány tzv. elektronovým dělem) na kovový terčik prstence – anodu. Uvnitř prstence je umístěn vyšetřovaný objekt. Elektronový svazek rotuje, vykonává

tedy kruhový pohyb, při kterém postupně vzniká brzdné záření, tvarované kolimátorem do vějířovitého svazku, které svým paprskem prozařuje vyšetřovaný objekt pod odpovídajícím úhlem. Záření prošlé vyšetřovaným objektem je elektronicky detekováno pomocí prstencově uspořádaného pole detektorů. Výhodou tohoto zařízení je velmi rychlá tomografie (rotace elektromagneticky vychýleného paprsku je rychlejší než rotace vychýlená mechanicky). Nevýhodou je však vysoká cena, která zamezuje možnosti jeho využívání.[9]



Obrázek 3.5: Schematická ilustrace CT systému páté generace [11]

3.2.1. Vznik a vlastnosti CT obrazu

Vznik CT obrazu je založen na denzitometrickém principu, kdy je za pomoci detekčního systému změřen úbytek záření pohlcený prostředím mezi rentgenkou a detektorem. Superprojekcí a výpočty založenými na Fourierově transformaci je vyhodnoceno celkové zeslabení záření v jednotlivých bodech prostoru. V určitém objemu tkáně (voxel, volume element) se pak ve stupních šedi zobrazí průměrná absorpce záření. Zobrazení je dáno čtyřrozměrnou maticí. První rozměr je poloha v ose X, druhý rozměr je poloha v ose Y, třetí rozměr je poloha v ose Z (tzv. šířka kolimace) a čtvrtý rozměr je denzita, tedy míra zeslabení záření v daném bodě. [12]

Skenovací a obrazové parametry CT

- Expozice – závisí na hodnotě napětí a proudu, kdy platí, že pro CT vyšetření se používá napětí o velikosti 120 a 140 kV, neboť tvrdší záření má vyšší penetraci a dochází tak k omezení vzniku artefaktů. Velikost proudu pak ovlivňuje vznik šumu, který by mohl snižovat rozlišovací schopnost zobrazení. Mezi faktory ovlivňující velikost proudu patří tepelná zatížitelnost rentgenky, která omezuje volitelnou možnost nastavení mAs a citlivost detektorů, která nepřímo úměrně ovlivňuje velikost proudu, jež je potřebný pro zachování

původní kvality obrazu. Velikost proudu se dle vyšetřované oblasti zpravidla pohybuje v rozmezí od 60 mAs do 400 mAs.

- Kolimace – hodnoty kolimace se pohybují v rozmezí od 0,5 do 10 mm. Jsou závislé na rozměrech vyšetřované oblasti, přičemž platí, že čím je menší struktura, tím bude použita menší šířka kolimace.
- Rotační perioda – jedná se o dobu, za kterou se systém rentgenka a detektorová soustava otočí o 360°. Doba rotační periody závisí opět na typu vyšetření, kdy se například při vyšetření s rizikem pohybových artefaktů volí doba co nejkratší. Doba rotační periody je v rozmezí 0,5 – 2 s.
- Rychlost posunu stolu (table speed, pitch faktor stoupání) – jedná se o vzdálenost, kterou stůl urazí v době jedné kruhové rotace rentgenky. Rychlost posunu stolu je závislá na kolimaci. Poměr kolimace a rychlosti posunu stolu se nazývá pitch. Pitch nabývá nejčastěji hodnot 1–2.
- Matrix – udává počet bodů matice, která tvoří axiální obraz. Základní velikost matice je 512x512 bodů.
- Velikost zobrazovacího pole (field of view, scan diameter) – ovlivňuje rozlišovací schopnost obrazu. Jedná se o vhodné zvolení prostoru pro sběr dat. Ideálně by měl objekt využívat prostor kruhu, aby body matrix byly využity na zájmové struktury, nikoli na okolní prostor.
- Rekonstrukční algoritmus – bývá volen podle vyšetřované struktury, například pro měkké tkáně se využívá nízkofrekvenční algoritmus – low spatial frequency algorithm a pro vyšetření kostí či oblastí přechodu denzit je využíván vysokofrekvenční algoritmus – high spatial frequency algorithm.
- Překrývání vrstev (rekonstrukční increment) – udává, o jakou velikost se jednotlivé obrazy překrývají (jedná se o obrazy vzniklé počítačovou rekonstrukcí celé matice vyšetřovaného objemu). [5,12]

Artefakty

Při CT vyšetření může docházet ke vzniku řady artefaktů. Velmi častým artefaktem je šum postihující zejména detaily obrazu, respektive zobrazení jemnějších anatomických struktur. Zdrojem šumu bývá sekundární záření a proměnlivá intenzita rtg záření. Šum lze omezit za pomoci okrajových detektorů, jejichž úkolem je kontrola skutečné hodnoty záření vycházející z rentgenky.

Strukturální šum je ovlivněn anatomickými podmínkami vyšetřované oblasti. Nejčastějším případem vzniku tohoto šumu jsou oblasti s velkými rozdíly absorpce na rozhraní kostí a měkkých tkání. Mezi strukturální artefakty se dále řadí artefakt utvrzení rtg svazku (beam hardening artifact), který se projevuje na zobrazení jako pruhovitá tmavá linie a artefakt částečného objemu (partial volume artifact), který vzniká, je-li ve vyšetřované vrstvě částečně zachycená struktura výrazně odlišné denzity. Dochází tak ke zkreslení denzitní hodnoty útvaru v závislosti na absorpčním koeficientu okolní tkáně. Tomuto artefaktu lze předejít zvýšením počtu bodů v matici.

Jako další typy šumu způsobující artefakty lze označit šum elektronický, který vzniká u všech elektronických systémů a šum počítačový, který je způsoben nevhodnou geometrickou koordinací divergujících paprsků s polohou voxelů a může být příčinou nedostatečné aproximace výsledných dat. Dalšími artefakty jsou artefakty pohybové, jejichž následkem dochází ke zkreslení digitálního obrazu. Existuje řada pohybových artefaktů, kterým není možno předcházet, například se jedná o pulzaci

srdce, avšak většina je ovlivnitelná a závislá pouze na spolupráci vyšetřovaného objektu. Jedná se například o zpomalení dechové frekvence či úplné chvilkové zastavení dechu, nebo také o úplný klid hlavy a končetin. [5]

3.2.2. Konstrukce CT

1. *Rentgenka* – skleněná trubice, ve které je hluboké vakuum, s katodou a anodou, slouží jako zdroj záření
2. *Detektory záření* – slouží k registraci absolutního množství rentgenového záření prošlého pacientem. Intenzita tohoto záření je po průchodu pacientem oslabena a po dopadu na detektor je intenzita přeměněna na elektrický signál. Analogové hodnoty jsou přeměněny do podoby digitální a ve formě surových dat tzv. raw data jsou dále zpracovávány v počítači.
Pro detektor X – záření je nejvíce užíváno dvou základních druhů detektorů
 - **Plynové detektory** – jsou plněné stlačeným plynným xenonem. Jsou založeny na principu ionizačních komor. Fotony rentgenového zářiče vysílají měřitelnou ionizaci. Detektory jsou tvořeny nádobou s neúplnými přepážkami, které tvoří jednotlivé komory. Neúplnost přepážek zajišťuje rovnoměrnost tlaku ve všech komorách.
 - **Scintilační polovodičové detektory** – jsou tvořeny scintilačními krystaly (NaI, CsI, Bi₄Ge₃O₁₂). Krystaly transformují foton po dopadu na světlo, které je změněno na elektrický impuls. Scintilační záblesky jsou snímány fotonásobiči nebo fototranzistory.
3. *Vyšetřovací tunel* – jedná se o vertikální část stativu kolmou k úložné desce stolu s možností sklápění podél horizontální osy v omezeném úhlu (30°, -30°). Ve vyšetřovacím tunelu se nachází rentgenka, chladicí systém a detektory. Tunel má kruhový otvor o průměru 50-70cm určený pro umístění desky vyšetřovacího stolu.
4. *Vyšetřovací stůl* – slouží pro uložení pacienta, je opatřen motoricky pohyblivou úložnou deskou
5. *Řídící počítač* – slouží k synchronizaci a koordinaci svazku funkcí celého zařízení
6. *Zobrazovací počítač* – slouží ke zpracování číslicových údajů
7. *Digitálně analogový převodník* – slouží k přenosu číselných hodnot na relativní hodnoty odstínu šedi
8. *Ovládací pult* – jedná se o obslužnou a komunikační složku CT zařízení, slouží k zadávání základních podmínek vyšetření [5,9]



Obrázek 3.6: CT modalita [11]

3.3. Princip NMR

Nukleární magnetická rezonance je neinvazivní vyšetřovací metoda založená na rozdílných magnetických vlastnostech atomových jader různých prvků. Nukleární magnetická rezonance již nevyužívá ionizujícího záření, ale využívá radiofrekvenčního elektromagnetického záření.

Atomová jádra jsou složena z nukleonů, tedy protonů a neutronů, kdy neutrony jsou částice elektricky neutrální a protony jsou částice s kladným elektrickým nábojem. Každý nukleon má svůj spin, tedy mechanický moment hybnosti. Tyto pohybující se nabitě částice vytvářejí ve svém okolí magnetické pole, vykazující tzv. magnetický moment. Spin a magnetický moment však mají pouze atomová jádra s lichým nukleonovým číslem, neboť mají vždy jeden nepárový nukleon, který zajišťuje, že si jádro zachovává svůj magnetický moment a okolí se proto chová magneticky. Atomová jádra se sudým nukleonovým číslem se naopak ke svému okolí magneticky nechovají, neboť spiny a magnetické momenty u spárovaných protonů či neutronů se vzájemně vyruší. Magnetickou rezonanci lze tedy pozorovat pouze u atomických jader s lichým nukleonovým číslem. Pro lékařské účely je typickým zástupcem této skupiny atom vodíku H s jedním protonem v jádře, neboť se hojně vyskytuje ve všech živých tkáních a má poměrně velký magnetický moment. Působením silného magnetického pole na pozorovanou tkáň se zabrání nahodilé orientaci rotačních os protonů, protony se tímto vlivem uspořádají svými rotačními osami rovnoběžně se siločarami vnějšího magnetického pole. Může dojít k orientaci paralelní, kdy je magnetický moment orientován souhlasně s vektorem vnějšího magnetického pole, nebo k orientaci antiparalelní, kdy je magnetický moment orientován o 180° naopak.

Protony kromě svého rotačního pohybu (spinu) vykonávají ještě tzv. procesní pohyby. Jde opět o rotační pohyb, kdy se rotující proton navíc točí kolem pomyslné osy.

Frekvence procesního pohybu tzv. Larmorova frekvence závisí na magnetických vlastnostech atomového jádra a na intenzitě vnějšího magnetického pole. Platí zde Larmorova rovnice:

$$\omega_0 = \gamma B_0 \quad (3.2) [11]$$

kde

ω_0 – Larmorova rovnice-procesního pohybu (Hz, MHz)

γ – gyromagnetický poměr (konstantní pro typ atomu) (MHz/T)

B_0 – intenzita magnetického pole (T)

Podkladem pro vytvoření MRI obrazu jsou informace o složení tkáně. Tyto informace vycházejí z faktu, že jednotlivé tkáně mají různou biochemickou strukturu, tedy různou hustotu zastoupení protonů, což se projevuje odlišně velkými magnetickými momenty.

Pro zjištění velikosti vektorů tkáňové magnetizace je vzhledem k faktu, že vektor intenzity magnetického pole MRI magnetu je orientován shodně, nutné změnit orientaci vektoru tkáňové magnetizace v prostoru. V praxi se tohoto efektu docílí vychýlením protonů z jejich ustálené polohy. Toho se docílí dodáním energie, která musí být v podobě, ve které ji budou moci protony přijmout. Nositelem energie je elektromagnetický impuls vyslaný do tkáně. Pro dokonalý přenos energie je důležité zvolit frekvenci elektromagnetického vlnění totožnou s frekvencí procesního pohybu protonů (Larmorova frekvence). Dochází k tzv. rezonanci, tedy jevu, kdy jsou protony schopné absorbovat energii elektromagnetického vlnění. Po ukončení působení elektromagnetického impulsu dochází k tzv. relaxaci, jedná se o děj, kdy se systém vrací zpět do ustáleného stavu. [9,11,14]

Relaxační časy:

Doba dozívání rezonance je charakterizována relaxačními časy T_1 a T_2 . Relaxační doba T_1 nazývaná také spin-mřížková, je základní časovou konstantou relaxace magnetických momentů jader z vychýlené polohy zpět do polohy rovnovážné. Spin – mřížková relaxace zachycuje rychlost, se kterou vychýlené jádro odevzdává při relaxaci energii magnetickým vlnám a okolnímu prostředí. Uplatňuje se zde exponenciální zákon, podle kterého se podélná magnetizace ve směru osy z M_z vrací k původní hodnotě M_0 .

$$M_z = M_0(1 - e^{-t/T_1}) \quad (3.3) [9]$$

Jedná se o dobu, za kterou podélná magnetizace dosáhne (1e) násobku původní hodnoty M_0 . Dochází k poklesu signálu o 63%.

Relaxační doba T_2 , nazývaná také spin – spinová, je čas, který vede k defázování procesního pohybu magnetických momentů. Magnetizace v příčném směru os x a y klesá.

$$M_{xy} = M_{xy_0} e^{-t/T_2} \quad (3.4) [9]$$

Velikost příčné magnetizace klesne na 37% původní hodnoty.

Relaxační časy nelze měřit přímo, využívá se porovnání jejich rozdílů.

Radiofrekvenční (RF) pulz (elektromagnetické vlnění) je registrován přijímacími cívkami, kdy je možné určit jeho velikost. Série RF pulzů potřebná k získání měřitelného signálu je nazývána sekvence. Nejčastěji používanou sekvencí je tzv. spin – echo sekvence, která umožňuje zobrazovat tkáňové struktury podle relaxačních časů T_1 a T_2 a také podle protonové hustoty. Spin – echo sekvence je složena z 90° RF pulzu, po jehož ukončení dochází k emisi a rozfázování protonů a jež je po době $TE/2$ následován 180° RF pulzem, kdy po uplynutí shodné doby $TE/2$ je získán silný echo signál. Po sečtení obou dob $TE/2$ je dosažen výsledek TE , tedy čas ozvěny (Time to Echo). Echem je rozuměn příjem signálu, který vzniká po opětovné synchronizaci precedujících protonů následkem 180° RF pulzem. Doba mezi jednotlivými sekvencemi je označována jako TR (Time to Repeat).

Interval TR je faktorem určujícím velikost příčné magnetizace v dané tkáni po aplikaci 90° RF pulzu. Je-li vyslán do tkáně elektromagnetický impuls po krátkém intervalu TR, budou výchozí hodnoty navozené příčné magnetizace u různých tkání odlišné. Výsledný obraz získaný v krátkém čase TE bude funkcí jejich odlišných relaxačních časů T_1 . Takovému obrazu se pak říká T_1 – vážený obraz.

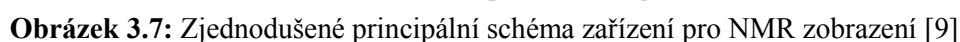
Bude-li vyslán signál za dostatečně dlouhou dobu TR, kdy tkáň s dlouhým relaxačním časem T_1 budou mít čas znovu nabýt podélnou magnetizaci v původní velikosti, nebude rozdíl mezi tkáněmi v relaxačních časech patrný. Výsledný obraz tak vznikne za dostatečnou dobu TE , kdy rozdíly v T_2 vlastnostech budou dostatečně vyjádřeny, vznikne tzv. T_2 vážený obraz.

Existují také obrazy vážené podle protonové hustoty, které vzniknou při dlouhé době TR, kdy T_1 vlastnosti nebudou dostatečně vyjádřeny, a za krátkou dobu TE , kdy naopak ještě nebudou vyjádřeny T_2 vlastnosti tkání. Výsledkem je pak grafické vyjádření hustoty protonů v dané tkáni. [14]

3.3.1. Vznik a vlastnosti NMR obrazu

Pro správné vytvoření MRI obrazu je důležité odlišit signály elektromagnetického vlnění, respektive je zapotřebí různé frekvence měřených oblastí. Z toho vyplývá, že je nutné k homogennímu magnetickému poli přidat další pole a to gradientní magnetické pole. Tkáňové řezy tak jsou vystaveny různým intenzitám magnetického pole. Obecně platí, že magnetický gradient umožňuje zvolit rovinu řezu. Kromě určení roviny řezu je zapotřebí určit také jeho tloušťku. K tomu se využívá dvou postupů. První způsob využívá tzv. pulsní pásmo, které je založeno na tom, že do tkáně není vyslán impuls o jediné frekvenci, ale frekvence úzkého spektra sousedních frekvencí. Druhý způsob využívá možnosti zvolení strmosti magnetického gradientu aplikovaného při vyšetření v dlouhé ose těla. Vymezuje tloušťku oblasti, uplatňují rezonančního efektu pulzního pásma. Platí, že čím je pulsní pásmo užší, tím je tloušťka řezu menší. K získání výsledného obrazu složeného z jednotlivých bodů (pixelů) rozmístěných v řadách a sloupcích v rámci zvoleného řezu, je zapotřebí získat obrazovou informaci o poměrech ve tkáních, kterými je řez veden. Toho se docílí aplikací nového gradientu tzv. frekvenci určujícího gradientu, který již nebude rovnoběžný s dlouhou osou těla, ale bude na ni kolmý. V takovém případě bude intenzita gradientu růst zprava doleva (ale i naopak). V levé polovině těla tedy budou protony vystaveny silnějšímu magnetickému poli než protony v pravé polovině těla, což bude mít za následek také růst Larmorovy frekvence ve směru zprava doleva. Z toho vyplývá, že čím více vlevo bude sloupec tkáně uložen, tím bude frekvence signálu tohoto sloupce vyšší. Frekvenci určující gradient může být nazýván také odečítacím gradientem, neboť v jeho přítomnosti je odečítán signál emitovaný strukturami vyšetřovaného

Další možností zobrazování pomocí MRI je tzv. 3D zobrazení, jedná se o zobrazení trojrozměrné nebo také objemové či volumové. K rekonstrukci 3D obrazu jsou za potřebí data z celého vyšetřovaného objemu tkáně. 3D zobrazením se získávají komplexní obrazová data, ze kterých lze obdržet tkáňové řezy v libovolných rovinách za použití matematické transformace obrazových dat.[9,14]



- Skenovací doba
- Prostorové rozlišení – velikost pixelu
- Pokrytí – reprezentuje délku skenovací oblasti
- Obrazový kontrast

Artefakty

Vznik NMR zobrazení může být doprovázen řadou artefaktů, které mohou ovlivnit diagnostickou informaci. Mezi nejvýznamnější typy artefaktů patří artefakty spojené s procesem tvorby obrazu, artefakty vázané na pacienta, artefakty spojené s radiofrekvenčním buzením, artefakty spojené s vnímavostí zobrazované tkáně či artefakty spojené s gradientním polem.

Pro artefakty spojené s procesem tvorby obrazu lze jako příklad uvést artefakt chemického posunu, kdy akviziční metody NMR neumožňují rozlišit frekvenční posuv způsobený frekvenčním gradientem od frekvenčního posuvu způsobeného vlivem jevu chemického posuvu. Pro tento artefakt platí, že je tím vyšší, čím vyšší je intenzita magnetického pole a je tím vyšší, čím menší je velikost pixelu. Jako další zástupce této skupiny artefaktů spojených s tvorbou obrazu patří artefakt Gibbsonova jevu. Tento typ artefaktu se nejvíce projevuje při zobrazení vysokých kontrastů mezi strukturami. Na zobrazení se vytvářejí světlé a tmavé pruhy, které mohou překrývat hledanou lézi. Zdrojem tohoto artefaktu jsou překmity na náběžné a sestupné části spektra detekovaného signálu. Artefakt lze potlačit zmenšením velikosti pixelu či prodloužením zobrazovací doby.

Typickým příkladem artefaktu vázaného na pacienta je pohybový artefakt, který lze rozdělit na periodický a náhodný. Pohyb periodický se projevuje zejména při průtoku krve a může vést až ke ztrátě signálu. K potlačení tohoto jevu byla vyvinuta řada technik, např. GMR (Gradient Motion Rephasing). Náhodný pohyb bývá způsoben pohybem pacienta (dýchání, třes), způsobuje rozmazání obrazu. Předějit tomuto artefaktu je možné například slovní instrukcí pacienta či využitím rychlejších zobrazovacích technik.

Artefakty vlivem RF signálu zahrnují například artefakt vlivem šumu RF, který bývá způsoben indukci vnějších vlivů, např. blikající fluorescenční světla. Tyto zdroje rušení lze omezit použitím RF stínění.

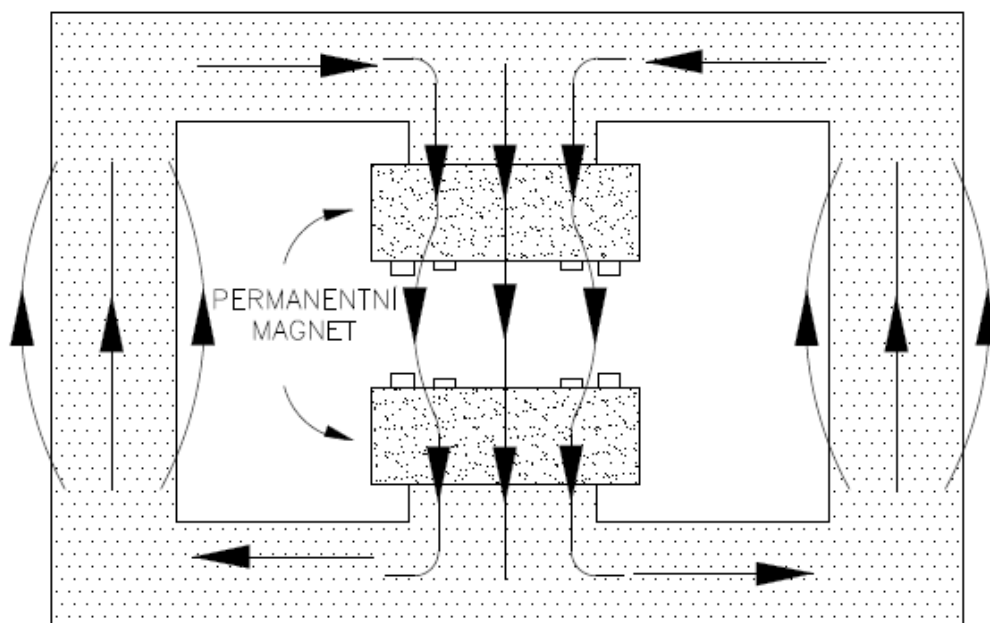
Artefakty spojené s vnímavostí zobrazované tkáně jsou závislé na magnetické susceptibilitě. Jedná se o veličinu, která udává schopnost tkáně být magnetizována. Látky lze dle charakteru rozdělit na látky diamagnetické, ty mají negativní hodnotu susceptibility (většina tkání), látky paramagnetické s pozitivní hodnotou susceptibility a látky feromagnetické, které mají velkou kladnou hodnotu susceptibility (kovové implantáty). Artefakt pak vzniká vlivem rozdílného charakteru látek na rozhraní struktur. Vlivem tohoto artefaktu dochází ke vzniku lokálních gradientních polí, které mohou způsobit ztrátu signálu či chybné zobrazení

Artefakty vlivem gradientních polí jsou způsobeny vířivými proudy, které vznikají vlivem rychlého přepínání a vypínání gradientních polí při sběru obrazových dat. Může docházet k nelinearitě přenosu obrazové informace či geometrickému zkreslení.[15]

3.3.2. Konstrukce NMR

1. *Hlavní magnet* – slouží ke generování homogenního magnetického pole B_0 . Pro magnetickou rezonanci jsou využívány tři typy magnetů
 - **Permanentní magnety** – dosahují intenzit do 0,3 T. Mezi jejich výhody patří zejména nižší pořizovací cena, nízké provozovací náklady (není zapotřebí dodávat elektrickou energii) a také velmi dobrý tkáňový kontrast. Mezi nevýhody se řadí menší rozlišovací

schopnost způsobena nízkou intenzitou magnetického pole. Dále poměrně velká hmotnost přístroje a také permanentní režim přístroje bez možnosti vypnutí.[13,14]



Obrázek 3.8: Schéma příčného řezu permanentní magnetu se znázorněním magnetického toku[8]

- **Supravodivé magnety** – vyznačují se zejména velmi dobrou rozlišovací schopností, jež je dána intenzitou magnetického pole pohybující se v rozmezí 0,5 až 1,5 T. Mezi nevýhody patří vysoké provozní náklady způsobené neustálou nutností ochlazování magnetu ochlazovacím médiem (kryogen – kapalné helium). Chladicí médium je udržováno na teplotách okolo $-269\text{ }^{\circ}\text{C}$. [12,13]
 - **Elektromagnety (odporové, rezistivní magnety)** – tvoří mezistupeň mezi permanentními a supravodivými magnety. Dosahují intenzit do 0,5 T. Magnetické pole je generováno tak, že vodiči zařízení s odporovými magnety protéká proud o vysoké intenzitě. Průchod proudu způsobuje ohřev zařízení, tedy je nutné chlazení. [13,14]
2. *Gradientní cívky* – slouží ke generování gradientního magnetického pole ve směru x, y, z. Vytvářejí gradienty – přídatná magnetická pole a tím umožňují získat prostorovou informaci o vlastnostech a rozmístění protonů ve vyšetřovaných tkáních. Přepínání gradientních cívek během měření je zdrojem silného hluku, neboť vlivem vznikajících elektromagnetických sil se cívky prudce pohybují vůči svým ukotvením. [13,14]
 3. *Radiofrekvenční systém (vysílač, přijímač)*
 - **Vysílač** – generuje budící radiofrekvenční pulsy daného tvaru, energie a sledu

- **Přijímač** – slouží pro přijímání echo-signalů

Přijímací cívky lze rozdělit na cívky povrchové, které se přikládají na povrch těla, na cívky objemové, které obepínají vyšetřovanou oblast těla a na cívky celotělové (velkoobjemové), které obepínají celé tělo. [13]

4. *Stínění* – slouží jako ochrana NMR před radiofrekvenčním a magnetickým šumem z okolí a také jako ochrana okolí před radiofrekvenčními vlnami a magnetickým polem vyprodukovaným NMR[13]
5. *Počítačový systém* – slouží k výpočtům, k zobrazování, k ovládání nebo také k nastavování parametrů skenování[13]



Obrázek 3.9: Komerční 3T supravodivé zařízení pro MRI [11]

3.4. Kontrastní látky

Kontrastní látky slouží ke zvýšení tkáňového kontrastu, tedy k lepšímu zviditelnění vyšetřovaných tkáňových struktur. Pro RTG a CT platí, že kontrastní látky snižují anebo naopak zvyšují absorpci rentgenového záření a v případě magnetické rezonance pro kontrastní látky platí, že zkracují relaxační časy T_1 a T_2 .

RTG, CT

V lidském těle je záření nejvíce pohlcováno kostmi, neboť těžší atomy pohlcují záření více (vápník či fosfor v kostech), lehké atomy měkkých tkání pak pohlcují záření méně. Na výsledném zobrazení se pak tato vlastnost projevuje tak, že kosti jsou zobrazeny bíle, okolní měkké tkáně (svaly) se zobrazují šedě a plocha, na kterou dopadly rentgenové paprsky přímo je úplně černá.

Hlavní nevýhodou při rtg zobrazení měkkých tkání jsou tedy malé rozdíly absorpce X – záření tkání, které vedou k malému kontrastu zobrazení a rozlišení struktur. Aby bylo možno zřetelně zobrazit i vnitřní orgány, používají se při vyšetření tzv. kontrastní látky. Ty uměle zvyšují kontrast zobrazení tkání tím, že vyvolávají větší rozdíly v absorpci X – záření. Kontrastní látky využívají vlastnosti lepšího pohlcování tkání s těžšími atomy, tedy jsou to látky, které obalují atomy těžších prvků (baryum, jód).

Kontrastní látky lze rozdělit na pozitivní a negativní, kdy platí:

- Pozitivní kontrastní látky zvyšují absorpci X – záření. Řadí se zde látky baryové, jejichž základní složkou je síran barnatý ($BaSO_4$) a látky jódové, které lze rozdělit na olejové, jejichž zástupcem je Lipiodol a vodné, jejichž základem je benzenové jádro s třemi atomy jódu.
- Negativní kontrastní látky snižují absorpci X – záření. Jedná se o plynné látky (vzduch, oxid uhličitý), jež jsou aplikovány do tělních dutin pacienta. Tato metoda již není v dnešní době příliš používána.

Pro zlepšení zobrazení lze využít tzv. dvojitého kontrastu, která spočívá v aplikaci pozitivní kontrastní látky a následné aplikaci negativní kontrastní látky. Takový postup se využívá při vyšetření trávicí trubice, kdy pozitivní kontrastní látky vytváří tenký povlak na stěně trávicí trubice a negativní kontrastní látka vyplní a rozepne lumen vyšetřované části trávicí trubice.

U některých metod vyšetření za pomoci CT, například metoda PET/CT a SPET/CT, jsou využívány radioaktivní látky tzv. radiofarmaka. Jedná se o látky obsahující jeden nebo více radionuklidů. Radiofarmaka způsobují anihilaci elektronu se vzniklým pozitronem. Nejedná se přímo o kontrastní látku, ale o látku umožňující díky svým vlastnostem vznik zobrazení. [7]

Aplikace KL

Kontrastní látky při RTG a CT se mohou aplikovat několika způsoby (viz Tabulka 3.1). U CT se mimo zmíněné aplikace využívá také intravenózní aplikace, tedy aplikace kontrastní látky do žíly

Tabulka 3.1: Aplikace kontrastní látky

Aplikace	
perorální	Podání KL dutinou ústní
perrektální	Podání KL řitním otvorem
intrathekální	Podání KL do prostoru mezi mozkem nebo míchou a mozkomíšními obaly
periartikulární	Podání KL do okolí kloubů
intrakavitální	Podání KL do tělních dutin
žlučové cesty	Podání KL do žlučových cest

Kontrastní látky v NMR

Kontrastní látky u NMR obrazu slouží k usnadnění relaxace protonů, tedy ke zkrácení relaxačních časů T_1 a T_2 . Nejčastěji se používají cyklické koordinační sloučeniny (chaláty) obsahující gadolinium (preparát Magnevist či Omniscan). Gadolinium mění magnetické poměrového okolí. Dochází ke zkrácení relaxačního času T_1 a tkáň s takovou proniklou látkou stává hypersignální (pozitivní kontrastní látka). Zkrácení relaxačního času T_2 naopak vede k zeslabení signálu (negativní kontrastní látka).

Kromě gadolinia se za účelem zvýšení kontrastu využívají i další kovy vázané v chalátech a to například železo, mangan či chrom. [14,7]

4 Možnosti diagnostiky a uplatnění pro různé medicínské obory

Rentgen (RTG)

RTG diagnostika má v medicíně své nezastupitelné místo. Pro její vlastnosti velmi dobrého zobrazení kostí je využívána například ve stomatologii, ortopedii či traumatologii. Slouží však také k zobrazení cév, orgánů i nádorů. RTG záření je využíváno také při samotné terapii nádorových onemocnění.

Stomatologická rentgenologie

Ve stomatologii našel rentgen velké uplatnění právě díky své vlastnosti dobrého zobrazení tvrdých tkání - kostí (zubů) na snímku. Mezi nejčastější rentgenovou diagnostiku ve stomatologii patří intraorální pořízení snímku. Jedná se o běžný konvenční snímek zobrazující vyšetřovanou oblast několika zubů. Dalším typem je panoramatická rentgenová diagnostika. Jedná se o snímkování, kdy přístroj není stabilní, ale otáčí se kolem obličeje pacienta. Vzniká tak přehledný obraz celé čelisti v rámci jednoho skenu.

RTG se ve stomatologické rentgenologii uplatňuje například při konzervačních výkonech, ve stomatochirurgii, parodontologii, čelistní ortopedii či v protetice.

Skiagrafie

Metoda zobrazující měkké i tvrdé tkáně, kdy výsledný obraz je zachycován na film za vzniku běžného konvenčního snímku. Skiagrafické vyšetření se provádí při onemocnění plic, srdce, úrazech, bolestech kloubů nebo při náhlých břišních příhodách. [9,10]

Skioskopie

Jedná se o kontinuální sledování funkce orgánů na obrazovce, kdy výsledný obraz nebývá vyvolán na film. Skioskopie se zabývá především zobrazením měkkých tkání. Typickým vyšetřením je vyšetření trávicí trubice za použití kontrastní látky. Skioskopie se často uplatňuje na operačních sálech a to především při urologických, traumatologických a ortopedických zákrocích nebo také při zákrocích v břišní chirurgii. [9,10]

Mamografie

Jedná se o metodu vyšetření prsu, kdy se získává zobrazení nehomogenit prsní tkáně, které by mohly upozorňovat na nádorový proces. Vyšetření se provádí se speciálně upraveným rentgenovým přístrojem tzv. mamografem, který prsní tkáň prozařuje měkkým RTG zářením o energii 20 keV. Pro dosažení optimálního kontrastu zobrazení a jeho rozlišení musí být při vyšetření prsní tkáň správně napolohovaná. Za tímto účelem je mamograf vybaven dvěma kompresními deskami, které zajišťují pozvolné stlačení prsní tkáně, tedy dochází k deformaci prsu.[10]

Rentgenová kostní denzitometrie

Jedná se o metodu zjišťování hustoty (denzity) kostní tkáně na základě míry absorpce RTG záření, která je stanovena pomocí RTG absorpční fotometrie.

Nejjednodušší typ metody je založen na prozařování vyšetřované oblasti úzkým svazkem záření o jedné energii. Nevýhodou této metody je fakt, že z celkové absorpce RTG záření nelze určit, jaká část je oslabena kostí a jaká měkkou tkání.

Dokonalejší metodou je RTG absorpční fotometrie, která využívá dvou energií svazku RTG záření s použitím rozdílných poměrů absorpce RTG záření v měkké tkáni a kostech při nízké a vysoké energii záření.

Moderní RTG denzitometrické přístroje využívají k prozařování vyšetřované oblasti rozbíhavý svazek RTG záření. Přístroje umožňují stanovit celkový obsah svalové hmoty, tukové tkáně, vody a minerálních látek v jednotlivých částech těla.

Rentgenová kostní denzitometrie bývá nejčastěji užívána v ortopedii k diagnostice osteoporózy. [10]

Digitální substrakční angiografie (DSA)

Metoda zvýraznění cévního řečiště, která je založena na principu odečtení dvou snímků téže oblasti, které se liší přítomností popřípadě nepřítomností kontrastní látky a jejím rozložením.

Vyšetření probíhá za pomoci digitálního rentgenu, kdy je nejprve získán nativní snímek, tedy snímek vyšetřované oblasti bez užití kontrastní látky a poté je získán snímek oblasti po podání kontrastní látky. Numerickým digitálním odečtením obou vzniklých obrazů pixel po pixelu vzniká substrakční obraz, na němž je patrná pouze struktura naplněná kontrastní látkou. Ostatní struktury se vytratily.[10]

Příklad:

Princip digitální substrakční angiografie lze nastínit na příkladu zobrazeném na obrázku 3.1.

1	2	3		6	2	3		-5	0	0
4	5	6	-	4	10	6	=	0	-5	0
7	8	9		7	8	14		0	0	-5
nativní snímek				snímek po podání KL				výsledný snímek		

Obrázek 4.1: Vysvětlení principu DSA

Je-li první tabulka považována za nativní snímek, pak je zapotřebí od ní odečíst tabulku obsahující kontrastní látku, která bude definována: KL 5 jdoucí diagonálou, z toho vyplývá, že k číslům v diagonále je přičtena 5. Po odečtení je získán výsledek, jenž je znázorněn v poslední tabulce.

DSA je využívána například k indikaci stenózy cév, aneurysmat, disekcí.

Počítačová tomografie (CT)

CT je využíváno k diagnóze nádorových stavů, k vyšetření mozku a lebky, páteře či orgánů v dutině břišní a pánevní. Své uplatnění CT našlo například v traumatologii a to díky své dostupnosti, rychlosti vyšetření a menší ekonomické náročnosti. Dále pak v onkologii, gynekologii, angiologii či neuroradiologii.

CT angiografie

Jde o zobrazení cév, kdy vyšetření je podobné běžnému CT vyšetření s tím rozdílem, že pro zobrazení cév je nutné podat pacientovi jódovou kontrastní látku do žíly. Kontrastní látka vyplňuje cévy a tato náplň se pak zobrazí.

CT enterografie

Metoda využívaná k vyšetřování kliček tenkého střeva za účelem zhodnocení případných patologií. Jedná se o jedno z nejlepších vyšetření tenkého střeva.

CT kolonografie

Vyšetření umožňuje zobrazit celou dutinu břišní a dále také za použití speciálního softwaru umožňuje zobrazit celý tračník obdobně jako klasická kolonoskopie. Takové vyšetření se však používá pouze jako doplňující vyšetření a to pouze ve vybraných případech.

CT koronografie

Jedná se o CT vyšetření srdce s EKG synchronizací. Na pacienta jsou přiloženy EKG svorky a je sledována EKG křivka, podle níž CT startuje a podle které je rekonstruován výsledný obraz. Princip spočívá ve snaze o virtuální zástavu srdce, což má za následek lepší morfologické zobrazení všech struktur srdce. Tato metoda se využívá zejména v kardiochirurgii u dospělých pacientů s vrozenými srdečními vadami.

CT DE

Jde o metodu využívající během vyšetření dvou různých napětí na dvou rentgenových lampách, které pracují současně. Výhoda této metody je založena na tom, že jednotlivé rentgenky vyzařují jiné rentgenové spektrum a vzhledem k tomu, že každá lidská tkáň absorbuje různé energie RTG záření, dochází k získání dat, která by byla pro jiné vyšetření nedostupná. CT DE se využívá zejména při vyšetření ledvinových konkrementů či při diagnostice degenerativních onemocnění kloubů.

PET/CT

Jedná se o vyšetření, které představuje kombinaci pozitronové emisní tomografie (PET) a CT. Tato metoda využívá pozitronové zářiče, čili radionuklidů emitující pozitrony. Princip této metody spočívá v tom, že se pozitron vzniklý rozpadem radioaktivní látky anihiluje s elektronem. Dochází ke vzniku dvou fotonů, které se se značnou energií šíří od sebe pod úhlem 180° a následně jsou zachyceny detektorem. Počítačovým zpracováním vzniká 3D obraz a následuje CT vyšetření. Získané obrazy pak poskytují anatomickou informaci o stavbě tkáně a informaci o metodické aktivitě

tkáně. Metoda PET/CT je uplatňována především v onkologii zejména při vyšetření nádorů hlavy a krku. [10]

SPECT/CT

Metoda, která se po podání radioaktivní látky umožňuje získání informace o funkci vyšetřované tkáně. Radiologická látka se usazuje v místech zvýšeného metabolismu a začíná vyzařovat gammafotony, které jsou zachycovány gammakamerou. Počítačovým zpracováním pak dochází ke vzniku 2D obrazu. Samostatná metoda SPECT poskytuje velmi nepřesnou anatomickou informaci. Tento problém byl vyřešen hybridním systémem SPECT/CT, kdy k počítačové fúzi obrazu dochází až po anatomicky přesném CT vyšetření. Metoda SPECT/CT se uplatňuje například v kardiologii při vyšetření srdce. [10]

Nukleární magnetická rezonance (NMR)

Magnetická rezonance má díky svým vlastnostem významnou roli v onkologii a neuroradiologii, kde je využívána zejména k zobrazení morfologie a patologie mozku. Uplatňuje se zejména při vyšetření nádorových onemocnění, zánětlivých onemocnění, cévních onemocnění, vrozených vad a úrazů (zde je však dávana přednost CT vyšetření). Dále se uplatňuje v ortopedii při zobrazení degenerativních onemocnění, jako jsou artróza, poškození kloubních chrupavek, záněty kloubů či výhřezy meziobratlových plotének. Magnetická rezonance slouží také jako doplňkové vyšetření k biopsii například při vyšetření prostaty. V dnešní době se také uplatňuje při vyšetření prsu či funkčnímu vyšetření mozku pomocí funkční magnetické rezonance (fMRI).

MR mamografie (MRM)

Jedná se o kontrastní dynamické vyšetření, které poskytuje morfologickou a funkční informaci o stavu prsní tkáně. Velkou výhodou MR vyšetření prsu je právě tato funkční informace, díky níž lze rozpoznat i minimální karcinom, který získává oproti okolí výrazně vyšší vaskularizaci tvořenou sítí patologických novotvořených cév, je zobrazen větší počet a velikost cév či větší mezitkáňový prostor. MRM slouží jako doplňující vyšetření pro potvrzení či upřesnění diagnózy, nenahrazuje klasickou mamografii.

MR angiografie (MRA)

Jde o neinvazivní vyšetření, při kterém dochází k zobrazení cév za pomoci magnetických sil. Vyšetření lze provádět bez kontrastní látky (nativní MRA) či s kontrastní látkou (kontrastní MRA). Metoda vyšetření s kontrastní látkou je díky větší přesnosti preferovanější. Nativní MRA je využívána především k vyšetření intravaskulární tepenné i žilní cirkulace. Kontrastní MRA umožňuje diagnostikovat například stupeň postižení magistralních krčních tepen před chirurgickým zákrokem či stenicko – okluzivní postižení tepen dolních končetin.

MR spektroskopie (MRS)

Jedná se o metodu chemické analýzy vzorků látek. Studují se i jiné prvky než je vodík, např. izotop uhlíku, flóru, sodíku či fosforu. Výsledkem pak není běžný snímek, ale křivky znázorňující zastoupení látek ve vybrané oblasti. MRS se uplatňuje především při studiu patologických procesů mozku a myokardu [7]

5 Zpracování snímků z vyšetření

Zpracování snímků je prováděno v programu MATLAB, ve kterém bylo navrženo grafické uživatelské rozhraní (GUI). Vytvořený program se zaměřuje na předzpracování obrazu, zejména na filtraci obrazu a detekci hran, s cílem zvýraznit zájmové objekty a zlepšit tak možnost diagnostiky.

Uživatelské rozhraní je zaměřeno na úpravu snímků mozkových nádorů, kdy bylo vybráno šest pacientů a jejich snímky z CT a MRI. Rentgen se při stanovení této diagnózy v praxi neuplatňuje.

5.1. Filtrace

Filtrace je metoda předzpracování obrazu, kdy jsou filtry využívány k odstranění či zvýraznění zrnitosti obrazu nebo ke zvýraznění jiných objektů v obraze. Pro případ úpravy medicínských snímků je předmětem zájmu lokální filtrace, které k výpočtu nové hodnoty pixelu využívají malé okolí \mathcal{O} Právě zpracovaného (reprezentativního) pixelu. Takto je celý obraz systematicky procházen a výsledek je zapsán do výstupního obrazu.

Metoda lokálního předzpracování obrazu lze dle účelu rozdělit do dvou skupin, a to na skupinu vyhlazování obrazu a skupinu detekce hran. Dále lze metody předzpracování třídit dle matematických vlastností příslušné transformace na metody lineární a nelineární. [16]

5.1.1. Lokální vyhlazování obrazu

Vyhlazovací filtry usilují o potlačení šumu a osamocených fluktuací hodnot obnovené funkce. Principiálně se jedná o metody příbuzné dolnofrekvenčním propustem, kdy filtr přenese nízké frekvence a potlačí frekvence vysoké, rozmazává ostré hrany. Mezi vyhlazovací filtry patří například filtr průměrování, Gaussův, mediánový či rotující maska (motion).

Vyhlazování šumu se nejčastěji uplatňuje, když je k dispozici více obrazů téže předlohy, které se liší právě šumem. Dochází k průměrování hodnot pixelu o stejných souřadnicích přes více obrazů. Pokud je k dispozici jeden obraz téže předlohy, pak je filtrace šumu založena na filtraci nadbytečných údajů v obraze. [16]

5.1.1.1. Lineární metody vyhlazování

Lineární operace počítají hodnotu ve výstupním obraze $g(x, y)$ jako lineární kombinaci hodnot výstupního obrazu v malém okolí reprezentovaného pixelu (x, y) . Příspěvek jednotlivých pixelů v okolí \mathcal{O} vážen koeficienty h podle

$$f(x, y) = \sum_{(m,n)} \sum_{\epsilon \mathcal{O}} h(x - m; y - n) g(m, n) \quad (5.1)[16]$$

Vztah (5.1) popisuje diskretní konvoluci s jádrem h , kterému se říká také konvoluční maska. Lineární metody vyhlazování vypočítávají novou hodnotu zpracovávaného pixelu jako lineární kombinaci hodnot ve zkoumaném okolí. Při zpracování reálných obrazů je předpoklad linearity narušen díky faktu, že hodnota obrazové funkce je nezáporná a omezená.

- **Metoda průměrování** – jde o základní metodu vyhlazování obrazu, kdy je ke každému bodu přiřazen nový jas, který je aritmetickým průměrem původních jasů ve zvoleném okolí. Konvoluční masku h pro okolí 3x3 je

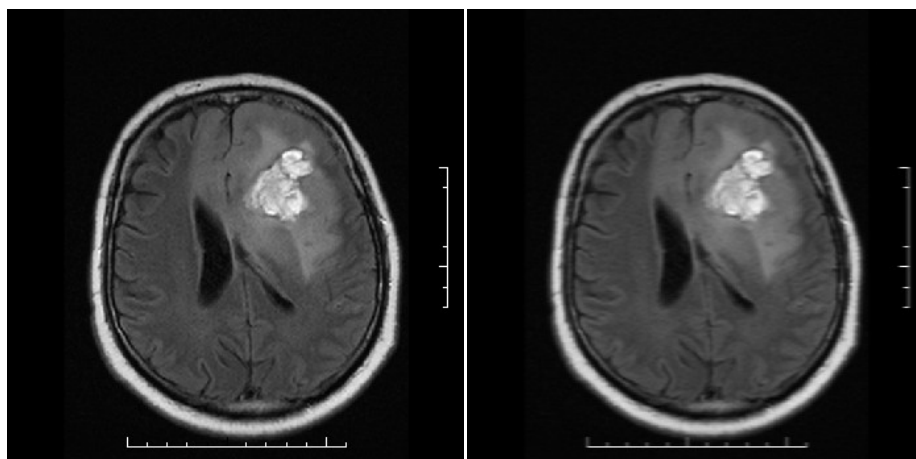
$$h = \frac{1}{9} \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix} \quad (5.2)[16]$$

Může také dojít ke zvětšení váhy středního bodu masky nebo jeho 4 – sousedů, kdy tyto masky pro okolí 3x3 jsou

$$h_1 = \frac{1}{10} \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & 2 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix}, h_2 = \frac{1}{16} \begin{bmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 2 & 4 & 2 \\ 1 & 2 & 1 \end{bmatrix} \quad (5.3)[16]$$

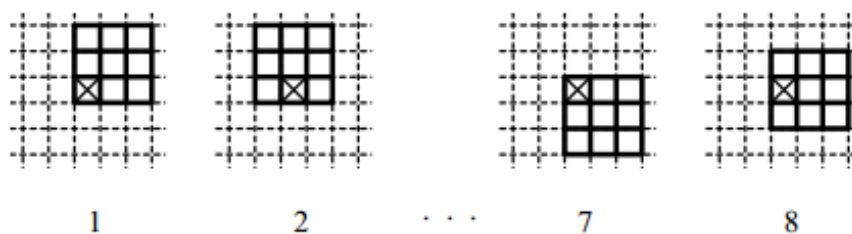
5.1.1.2. Nelineární metody vyhlazování

Nelineární filtrační metody slouží k částečné eliminaci rozmazávání hran. Pracují na tom principu, že se snaží v analyzovaném okolí \mathcal{O} najít oblast o konstantním jasu, do které patří reprezentativní bod. Pro hledání jasové hodnoty, která bude reprezentovat celé okolí \mathcal{O} na výstupním obrazu, se využívají pixely. Pro třídu nelineárních vyhlazovacích filtrů je typickým zástupcem rotující maska (motion filtr).



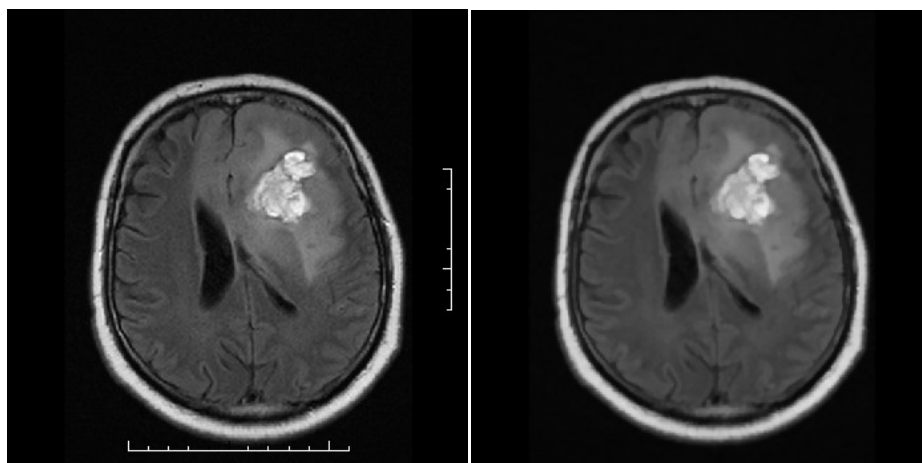
Obrázek 5.1: Užití rotující masky (obrázek nalevo znázorňuje výchozí obraz, obraz napravo pak obraz po aplikaci rotující masky). Užitím rotující masky došlo k vyhlazení snímku. Vyhlažování rotující maskou může mít, i přes snahu eliminace rozmazání hran, vliv na tenké čáry a hrany v objektu a může dojít k nechtěnému rozmazání, je tedy zapotřebí správné nastavení parametrů pro daný motion filtr

Možných poloh masky existuje osm, přičemž v každé masce se spočte rozptyl jasu. Za homogenní okolí reprezentovaného bodu je vybrána maska s nejmenším rozptylem. Nově nabytá hodnota reprezentativního bodu bývá určena aritmetickým průměrem hodnot ve vybrané masce.



Obrázek 5.2: Osm možných poloh rotující masky [16]

Jiné nelineární filtry mají původ v robustní statistice, jejímž základem je snaha najít vychýlené hodnoty, vyloučit je a zbylé hodnoty nahradit typickou hodnotou. Nejčastěji používaným případem je medián M , který je určen jako prostřední hodnota se vzestupně uspořádanými hodnotami jasu z lokálního okolí. Pro usnadnění určení prostředního prvku bývají použity posloupnosti s lichým počtem prvků. Metoda mediánového filtru redukuje stupeň rozmazání hran a potlačuje impulsní šum. [16]



Obrázek 5.3: Užití mediánového filtru (obrázek nalevo znázorňuje výchozí obraz, obraz napravo pak obraz po aplikaci filtru). Vlivem mediánové filtru došlo k vyhlazení snímku, tedy k redukci šumu

5.1.2. Detekce hran

Hranami nebo také gradientními operátory jsou myšleny místa v obraze, kde došlo k náhlé změně hodnot jasu, respektive hrana je určena tím, jak se mění hodnota obrazové funkce $f(x, y)$.

Ke studiu změn dvou proměnných slouží parciální derivace, kde změnu funkce udává její gradient, vektorová veličina ∇ určující směr největšího růstu funkce, tedy gradientu a strmost tohoto růstu (modul gradientu). Hranice se pak nazývají pixely s velkým modulem gradientu.

Velikost gradientu $|\nabla f(x, y)|$ a směr gradientu ψ pro spojitou obrazovou funkci $f(x, y)$ dány vztahem

$$|\nabla f(x, y)| = \sqrt{\left(\frac{\partial f}{\partial x}\right)^2 + \left(\frac{\partial f}{\partial y}\right)^2} \quad (5.4)[16]$$

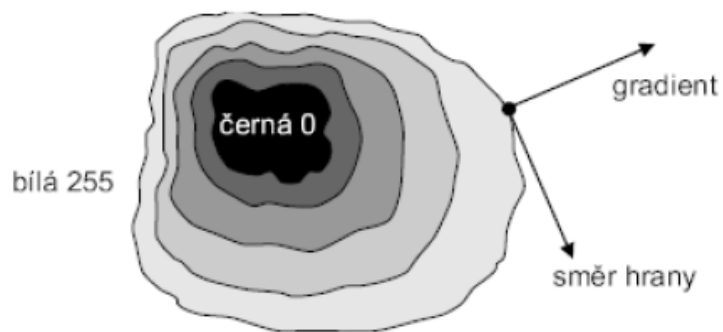
$$\psi = \arg\left(\frac{\partial g}{\partial x}\right), \left(\frac{\partial g}{\partial y}\right), \quad (5.5)[16]$$

kde $\arg(x, y)$ je úhel mezi souřadnou osou x a radiusvektorem k bodu (x, y) (rad).

Pro určení velikosti gradientu bez ohledu na směr gradientu se používá Laplaceův operátor – Laplacian ∇^2 , jež vychází z druhých parciálních derivací

$$\nabla^2 g(x, y) = \frac{\partial^2 g(x, y)}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 g(x, y)}{\partial y^2} \quad (5.6)[16]$$

Metoda detekce hran pracuje na obdobném principu jako hornofrekvenční propust, tedy dochází k zesílení v oblasti vysokých frekvencí.



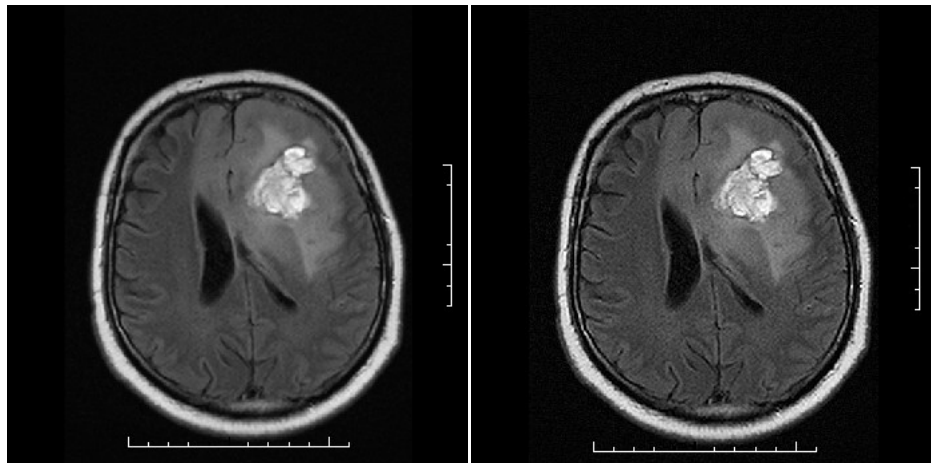
Obrázek 5.4: Směr hrany ϕ kolmý na směr gradientu ψ [16]

- **Ostření obrazu** – jedná se o metodu zdůrazňující vysoké frekvence využívanou pro dosažení kontrastnějšího obrazu. Pro obraz f , jež je výsledkem ostření obrazu g platí vztah

$$f(x, y) = g(x, y) - C \cdot S(x, y), \quad (5.7)[16]$$

kde C je kladný součinitel udávající požadovanou sílu ostření a $S(i, j)$ je operátor udávající strmost změny obrazové funkce v příslušném bodě.

Pro ostření obrazu lze využít funkce Laplacian, unsharp či LoG. Obecně platí, že u zaostřovacích filtrů, pracujících na principu hornofrekvenční propusti, může docházet ke zvětšení podílu šumu.



Obrázek 5.5: Užití zaostření unsharp (obrázek nalevo znázorňuje výchozí obraz, obraz napravo pak obraz po zaostření). Je patrné, že snímek napravo nabízí díky zaostření kvalitnější výsledek

5.1.2.1. Konvoluční masky

Konvoluční masky jsou operátory, které lze vyjádřit jako masky pro konvoluci ze vztahu (5.1). Tyto operátory se uvádějí pomocí příslušného konvolučního jádra h . Počet jader je určen podle toho, kolik směrů operátor rozlišuje.

- **Robertsův operátor** – využívá okolí 2×2 reprezentativního pixelu, řadí se tak mezi nejjednodušší operátory

$$h_1 = \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & -1 \end{bmatrix}, h_2 = \begin{bmatrix} 0 & 1 \\ -1 & 0 \end{bmatrix} \quad (5.8)[16]$$

Velikost gradientu je pak počítána podle

$$|\nabla f(x, y)| = |g(x, y) - g(x + 1, y + 1)| + |g(x, y) - g(x + 1, y)| \quad (5.9)[16]$$

Nevýhodou Robertsova operátoru je velká citlivost na šum. Tato citlivost je způsobena příliš malým okolím pro aproximaci.

- **Laplaceův operátor** – jedná se o operátor, který aproximuje druhou derivaci a udává velikost hrany (neudává směr). Používá konvoluční jádro pro 4×4 – sousedství v okolí, které jsou

$$h = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 \\ 1 & -4 & 1 \\ 0 & 1 & 0 \end{bmatrix}, h = \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & -8 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix} \quad (5.10)[16]$$

Velikost gradientu je počítána dle vztahu (5.6)

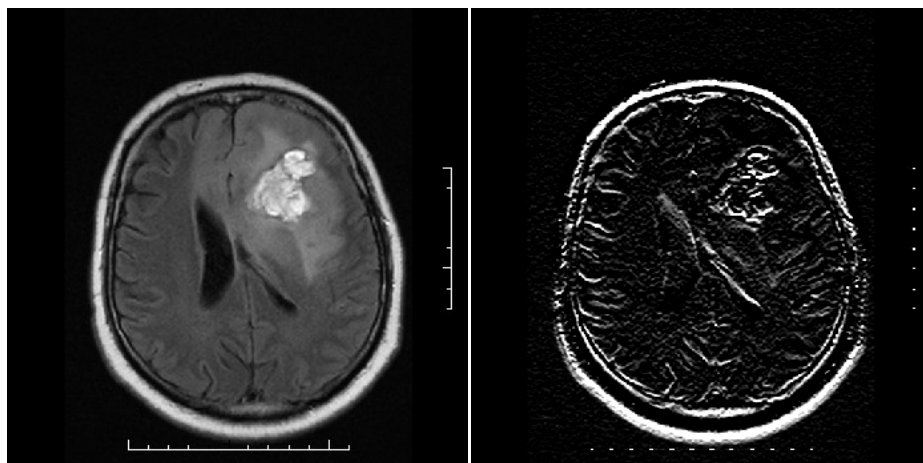
Nevýhodou Laplacianova operátoru je velká citlivost na šum způsobená aproximací druhé derivace primitivními prostředky. Další nevýhodou jsou dvojité odezvy na hrany odpovídající tenkým linkám v obraze.

- **Operátor Prewittové** – jedná se o operátor aproximující první derivaci. Gradient bývá odhadován v okolí 3×3 pro osm směrů, kdy je vybrána jedna z osmi masek. Bývá vybírána ta maska, které odpovídá největší modul gradientu. Níže jsou znázorněny první tři konvoluční masky pro okolí 3×3

$$h_1 = \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 0 & 0 & 0 \\ -1 & -1 & -1 \end{bmatrix}, h_2 = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 1 \\ -1 & 0 & 1 \\ -1 & -1 & 0 \end{bmatrix}, h_3 = \begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -1 & 0 & 1 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (5.11)[16]$$

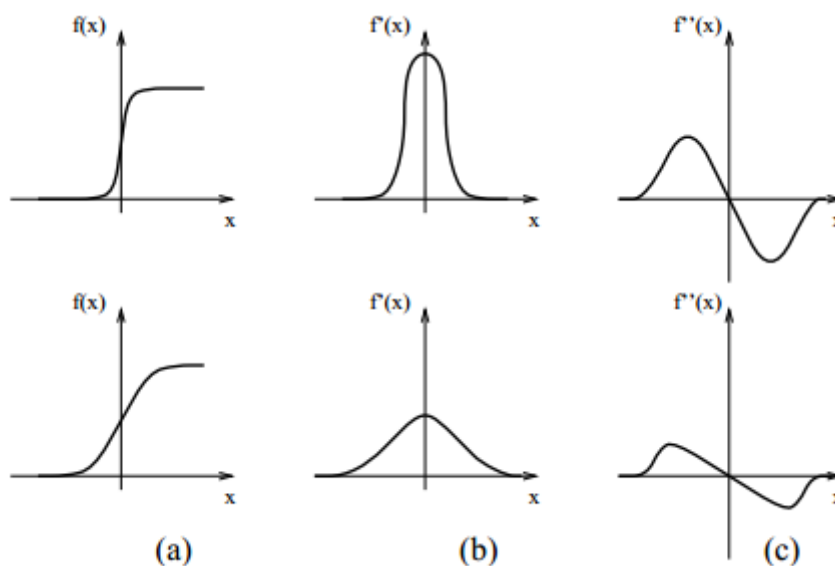
- **Sobelův operátor** – bývá používán pro detekci vodorovných a svislých hran, na což jsou dostačující masky h_1 a h_3

$$h_1 = \begin{bmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 0 & 0 & 0 \\ -1 & -2 & -1 \end{bmatrix}, h_2 = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 2 \\ -1 & 0 & 1 \\ -2 & -1 & 0 \end{bmatrix}, h_3 = \begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -2 & 0 & 2 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (5.12)[16]$$



Obrázek 5.6: Užití Sobelova operátoru (obrázek nalevo znázorňuje výchozí obraz, obraz napravo pak obraz po požití operátoru). Na pravém snímku lze pozorovat jednotlivé hrany obrazu, kdy došlo k jasnému zvýraznění nádoru

Výše popsané operátory aproximující derivaci diferencemi v malém okolí se potýkají s problémem velké závislosti jejich chování na konkrétním obrazu, kdy velikost masky musí odpovídat velikosti detailů obrazu. Dalším problémem je také přílišná citlivost na šum.



Obrázek 5.7: 1D jasový profil ilustrující polohu skokové hrany (a), její první derivace (b) a průběh druhé derivace (c) [16]

Byla vytvořena metoda, která výše uvedené nedostatky operátorů řeší. Jejím základem je hledání hrany v obraze v místě průchodu druhé derivace obrazové funkce nulou. V místě hrany nabývá první derivace obrazové funkce svého maxima a druhá derivace probíhá v místě hrany nulovou hodnotou. Metoda hledání polohy hrany v místě průchodu nulou udává spolehlivější výsledek než metoda plochého maxima první derivace. Je zapotřebí určit s jakou přesností se má druhá derivace počítat. K tomu je využívána konvoluce obrazu s vyhlazovacím lineárním filtrem. Koeficienty tohoto filtru v konvoluční masce odpovídají 2D gaussovskému rozložení

$$G(x, y) = e^{-\frac{x^2+y^2}{2\sigma^2}}, \quad (5.13)[16]$$

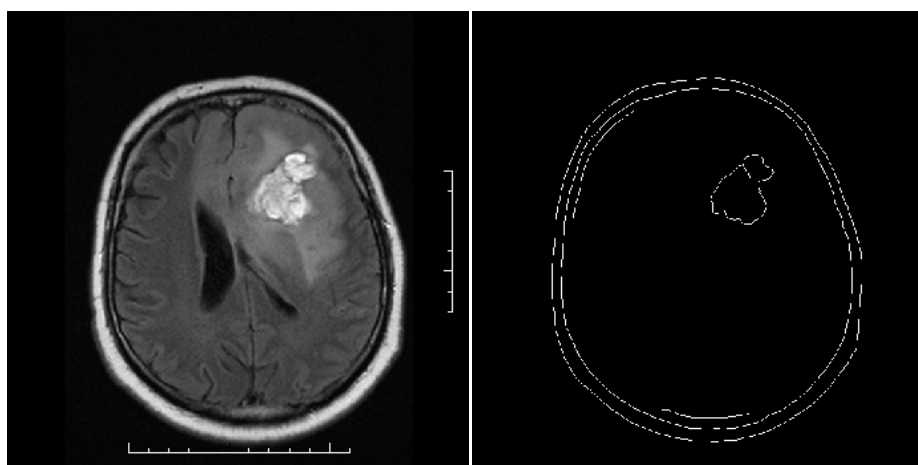
kde x, y jsou souřadnice v obraze a σ je střední kvadratická odchylka, která jediným parametrem udává, na jak velkém okolí filtr operuje. Při filtraci pak mají větší váhu pixely ležící blíže středu, naopak pixely vzdálenější více než 3σ jsou zanedbatelné.

- **LoG operátor** – zaměřuje se na získání druhé derivace obrazové funkce. Jedná se o kombinaci Gaussova filtru a Laplacianova operátoru, kdy použitím Gaussova filtru dojde k rozmazání obrazové funkce a následným použitím všesměrového Laplaciana ∇^2 je možné udělat odhad druhé derivace. Aproximace operátoru LoG je udávána v masce 5x5

$$\begin{bmatrix} 0 & 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & -1 & -2 & -1 & 0 \\ -1 & -2 & 16 & -2 & -1 \\ 0 & -1 & -2 & -1 & 0 \\ 0 & 0 & -1 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (5.14) [16]$$

Nevýhoda tohoto operátoru je v přílišném vyhlazování ostrých hran, kdy může dojít ke ztrátě ostrých rohů či ke spojení ostrých hran do uzavřených křivek.

- **Cannyho hranový detektor** – hledá nejlepší okolí použitá pro výpočet. Základní myšlenka vychází z představy, že skoková hrana lze hledat filtrem s předem definovaným chováním. Prioritou tohoto detektoru je, aby nebyly přehlédnuty významné hrany, aby na ně nebyly vícenásobné odezvy a aby detektor vícenásobně nereagoval na jednu hranu. Cannyho hranový detektor pracuje na principu označení odezvy detektoru pro nejmenší měřítko a syntéze hran pro měřítko větší určených z nich hypoteticky. Tato odezva se pak porovnává se skutečnou odezvou pro příslušné větší měřítko, a pokud jsou skutečné hodnoty silnější, než je předpokládaná syntéza, tak jsou zavedeny do obrazu. [16]



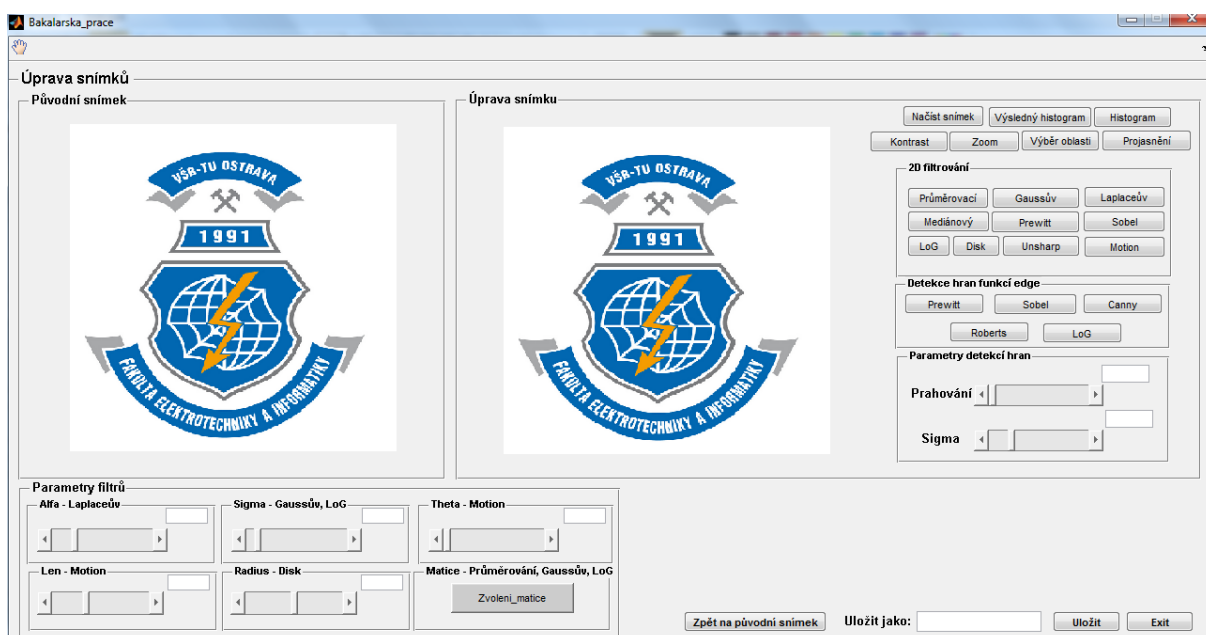
Obrázek 5.7: Užití Cannyho hranového detektoru, kdy došlo k přesnému ohraničení zájmového objektu – nádoru (obrázek nalevo znázorňuje výchozí obraz, obraz napravo pak obraz po požití detektoru)

5.2. Zpracování získaných snímků z vyšetření

Zpracování snímku bylo prováděno v programu MATLAB, ve kterém byla navržena aplikace sloužící k prvotní úpravě snímků, respektive k jejich předzpracování. Vytvořená aplikace se zaměřuje především na filtraci obrazu a detekci hran. Jednotlivé možnosti úprav snímků jsou popsány níže.

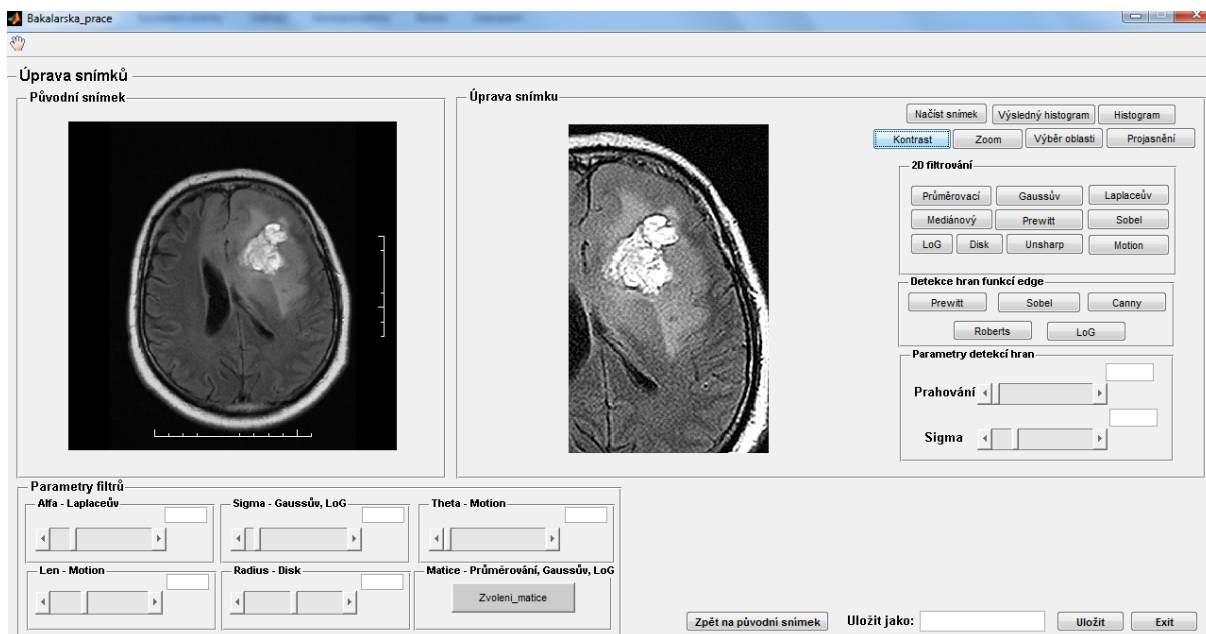
5.2.1 Hlavní uživatelské rozhraní

Vytvořené uživatelské rozhraní je tvořeno hlavním oknem, které umožňuje ovládání úprav vybraných snímků.



Obrázek 5.8: Hlavní okno programu

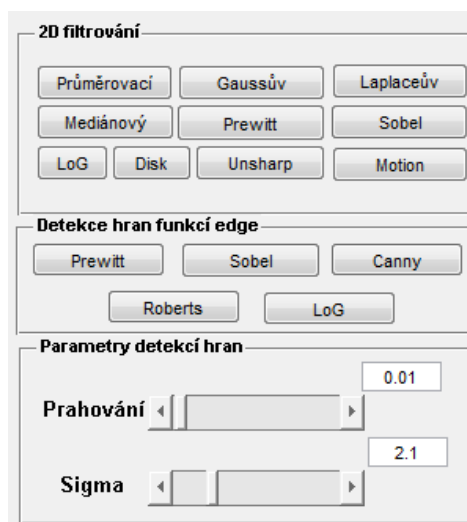
Hlavní okno programu je tvořeno třemi panely. Panelem Původní snímek, panelem Úprava snímku a panelem Parametry filtrů. Panely Původní snímek a Úprava snímku obsahující okna pro zobrazení snímků, kdy okno v panelu Původní snímek slouží pro zobrazení zvoleného snímku, který se, pokud není uživatelem zvoleno jinak, nemění, a okno v panelu Úprava snímku slouží pro zobrazení stejného snímku jako v předchozím okně, ale již je v něm možné provádět úpravy snímku. Je tu tak možnost snímky porovnat a vidět úspěšnost jednotlivých úprav.



Obrázek 5.9: Ukázky úpravy snímku

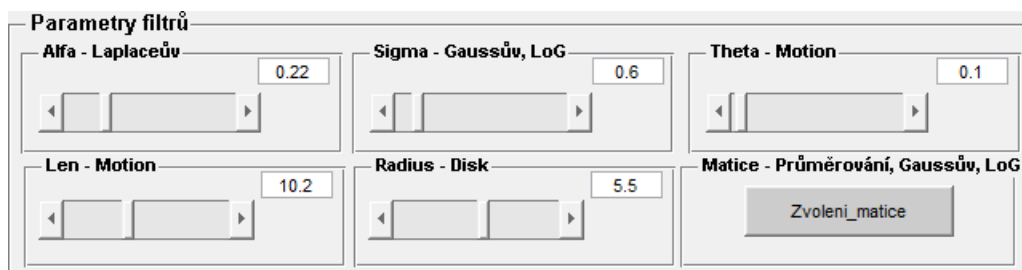
Panel Úprava snímku je dále opatřen tlačítky splňujícími danou funkci. Jedná se o tlačítka sloužící k načtení snímků ze souboru do obou oken, k vykreslení histogramu z původního i z upraveného snímku, k úpravě kontrastu, ke zvětšení snímku, k výběru zvolené zájmové oblasti a k projasnění snímku.

Dále tento panel obsahuje další tři panely, a to panel 2D filtrování, panel Detekce hran funkcí edge a panel Parametry detekcí hran. Panel 2D filtrování je vybaven tlačítky sloužícími pro zvolení požadovaného 2D filtru, panel Detekce hran funkcí edge nabízí možnost výběru hrany definovanou funkcí edge a panel Parametry detekcí hran nabízí možnost zvolení velikosti prahování a možnost změny parametru sigma, pro výše uvedené detekce hran.



Obrázek 5.10: Panely pro 2D filtrování, detekci hran funkcí edge a nastavení parametrů pro detekce hran

Třetí panel Parametry filtrů obsahuje šest panelů, které znázorňují parametry filtrů. Jednotlivé panely zobrazují posuvníky, kterými lze nastavit zvolené hodnoty pro filtry, pro něž jsou určeny. Šestý panel posuvník neobsahuje, namísto něj je tlačítko, které umožňuje otevření dalšího grafického rozhraní umožňujícího pro dané filtry změnit nastavenou velikost matice.

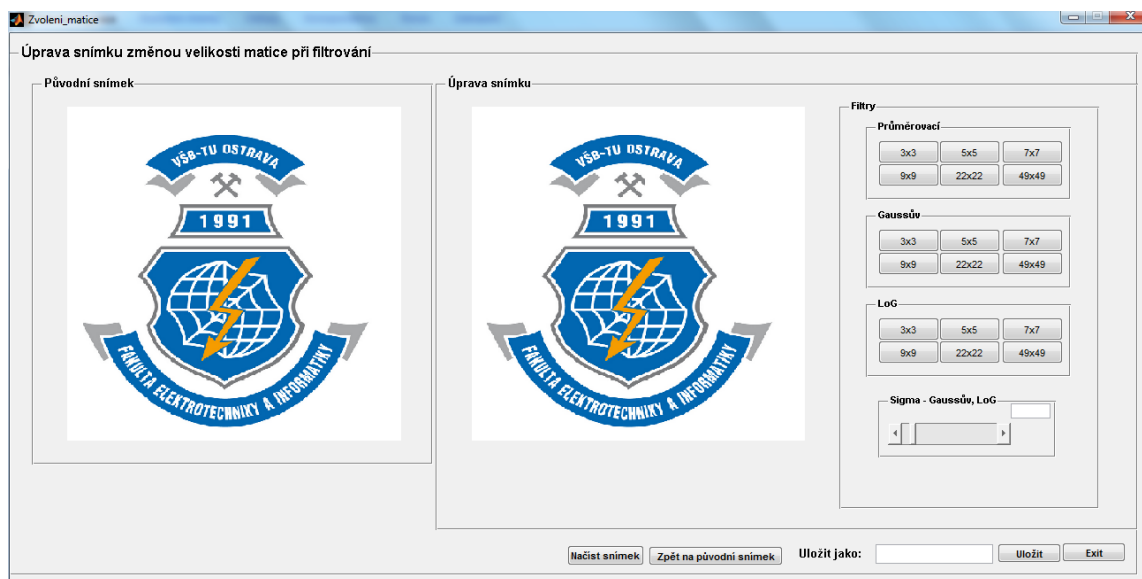


Obrázek 5.11: Panel parametry filtrů sloužící ke změně přednastavených hodnot těchto parametrů

Hlavní okno je dále opatřeno funkčními tlačítky, kdy tlačítko Zpět na původní snímek umožňuje vymazání všech úprav a navrácí snímek do původního stavu, tlačítko Uložit zajišťuje uložení upravené podoby snímku pod názvem, který si uživatel může zvolit a vepsat do pole Uložit jako a tlačítko Exit, které ukončuje program a uzavírá hlavní okno.

5.2.2. Uživatelské rozhraní pro výběr velikosti matice filtru

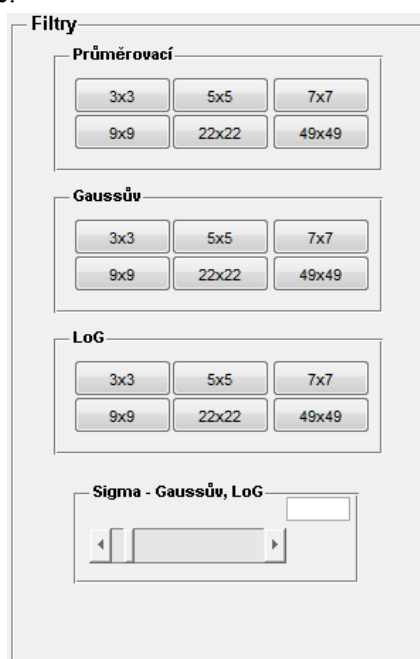
Uživatelské rozhraní pro výběr velikosti matice zvoleného filtru je rozšiřujícím prvkem výše uvedeného uživatelského rozhraní. Slouží k možnosti výběru jiné velikosti matice, než která je nastavena v původním rozhraní pro daný typ filtru.



Obrázek 5.12: Hlavní okno programu

Hlavní okno uživatelského rozhraní je tvořeno dvěma hlavními panely, které jsou obdobně jako v předchozím případě tvořeny oknem pro zobrazení původního snímku a oknem pro zobrazení snímku určeného k úpravě. Opět se jedná o panel Původní snímek a panel Úprava snímku, který obsahuje panel Filtry s dalšími panely sloužícími pro změnu matice u daného filtru a pro nastavení parametru sigma u Gaussovy a LoG filtrace.

Stejně jako v prvním uživatelském rozhraní i zde jsou použity funkční tlačítka pro uložení snímku, vrácení se na původní snímek a opuštění programu. Je zde také tlačítko pro načtení snímku. Platí, že se může načíst snímek znova ze souboru, anebo přímo snímek, který byl upravován v předchozím GUI a následně byl uložen a tedy se stal přístupným pro úpravu v uživatelském rozhraní pro změnu velikosti matice.



Obrázek 5.13: Panel pro změnu velikosti matice zvoleného filtru

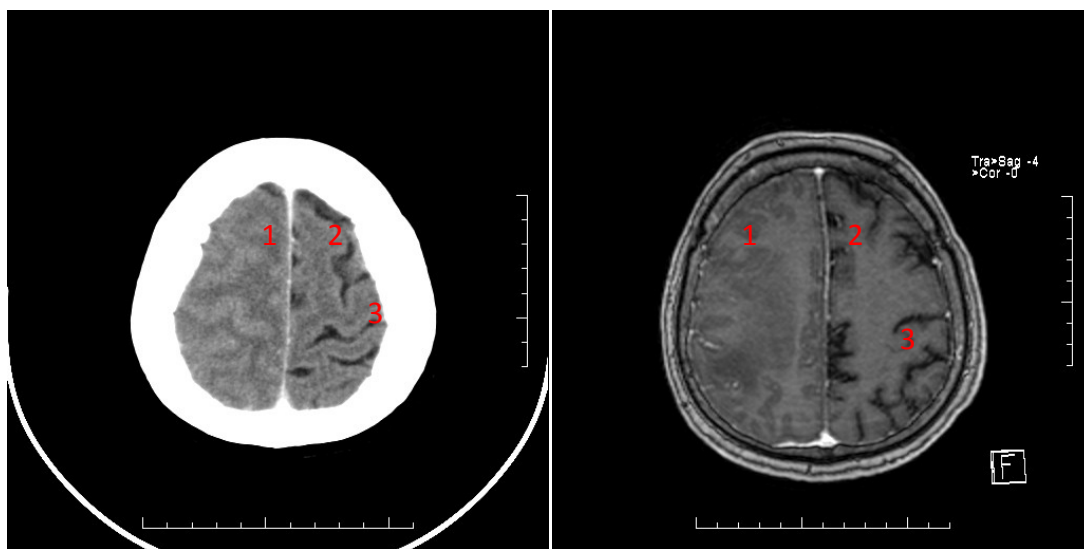
5.3. Interpretace snímků mozkových nádorů

Pro praktickou část práce byly vybrány snímky pěti pacientů z vyšetřovacích modalit CT a NMR zobrazující mozkové nádory. Byly pořízeny snímky, kdy byla použita kontrastní látka a nádor tak bylo možné rozpoznat, a snímky bez použití kontrastní látky, kdy byl rozpoznatelný pouze otok kolem nádoru.

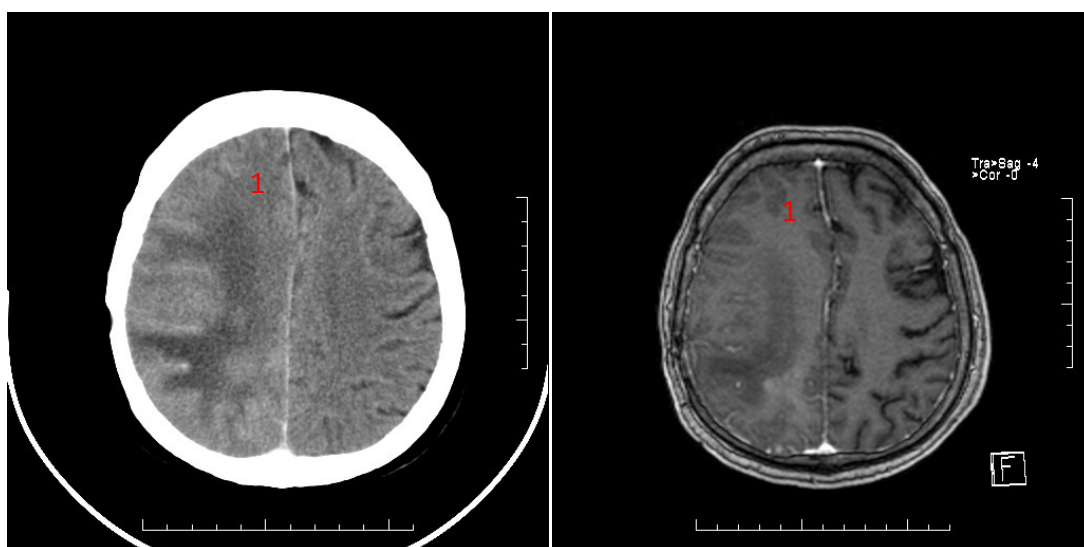
U všech pacientů se jednalo o mozkový nádor glioblastom vznikající změnou chování gliových buněk, který se řadí mezi nejzlobivější nádory mozku. Pro tyto nádory je typický nekontrolovatelný růst, kdy glioblastom může přerůst až do druhé hemisféry mozku, než ve které se nachází. Kolem nádorů se vytváří otok a vlivem růstu nádoru dochází k asymetrii hemisfér. Nejprve bývá pořízen CT snímek, ze kterého lékař může posoudit stav pacienta. Poté, v případě potřeby získání přesnější informace o podobě nádoru či velikosti otoku mozku, bývá pořizován MRI snímek.

Níže jsou snímky z vyšetření interpretovány, lze si povšimnout rozdílných kvalit snímku z CT a MRI, kdy platí, že MRI snímek znázorňuje zájmové objekty zřetelněji a ukazuje více detailů.

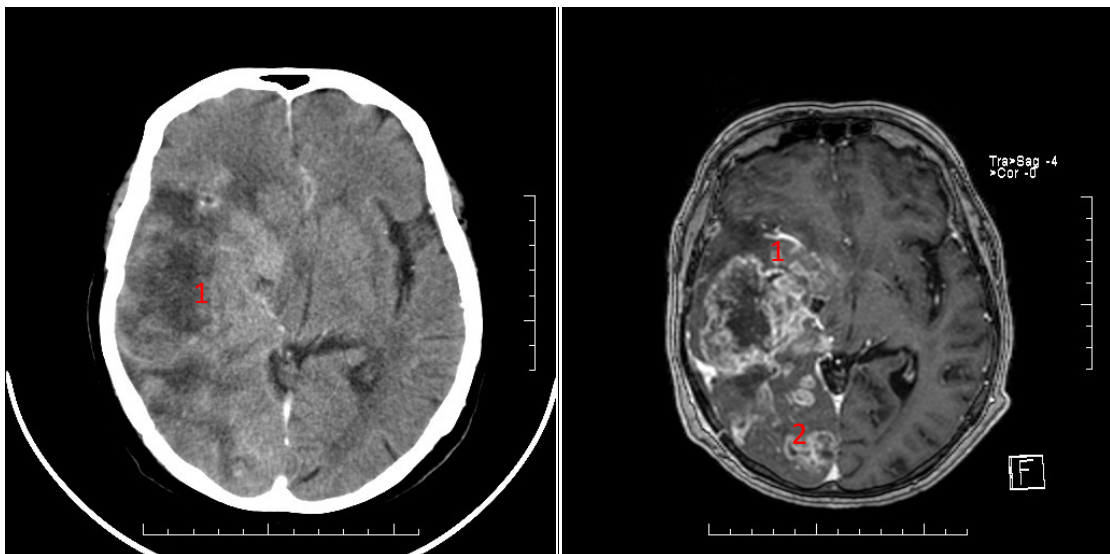
Pacient 1



Obrázek 5.14: CT snímek (nalevo) a MRI snímek (napravo) ze kterých je již patrné, že nádor se bude nacházet v pravé hemisféře (1). Při porovnání hemisfér lze vidět, že na levé hemisféře (2) se nachází zřetelné hluboké zbrázdění na kůře mozku, jde o tzv. sulky (3), zatímco na pravé hemisféře patrné nejsou, to upozorňuje na patologický stav.

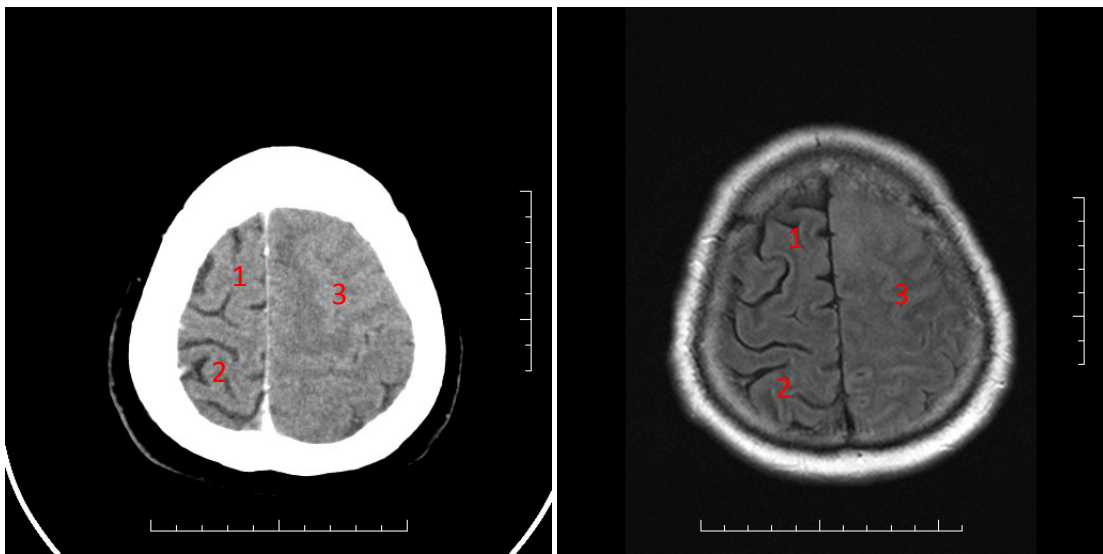


Obrázek 5.15: CT snímek (nalevo) a MRI snímek (napravo) mozku zobrazující narušení středové čáry hemisfér (1), kdy se nádor prorůstá do levé hemisféry.

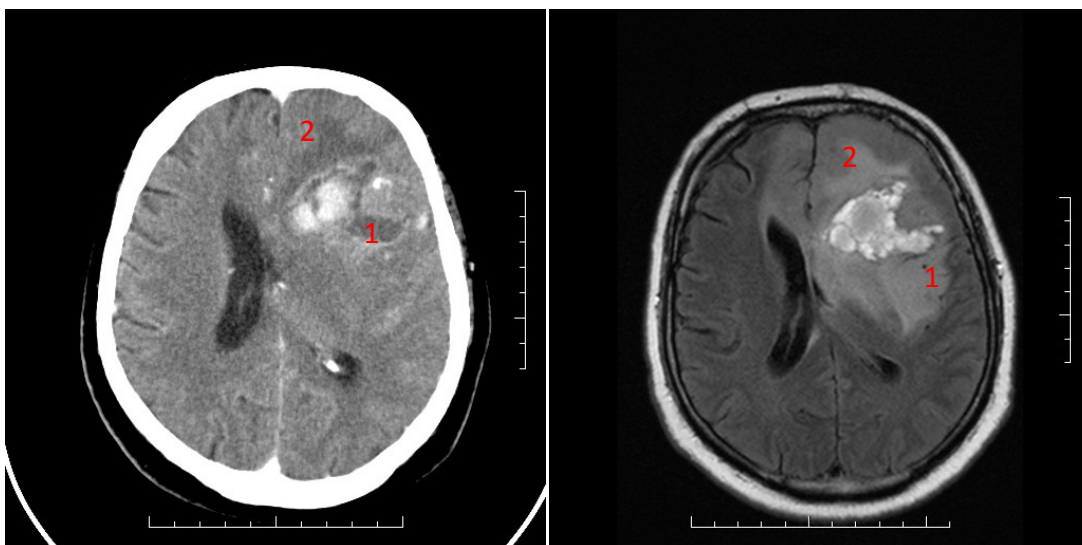


Obrázek 5.16: CT snímek (nalevo) a MRI snímek (napravo) ukazují výskyt nádoru (1). Na MRI snímku je dále patrné rozšíření nádoru (2), které je na CT snímku lehce přehlédnutelné

Pacient 2

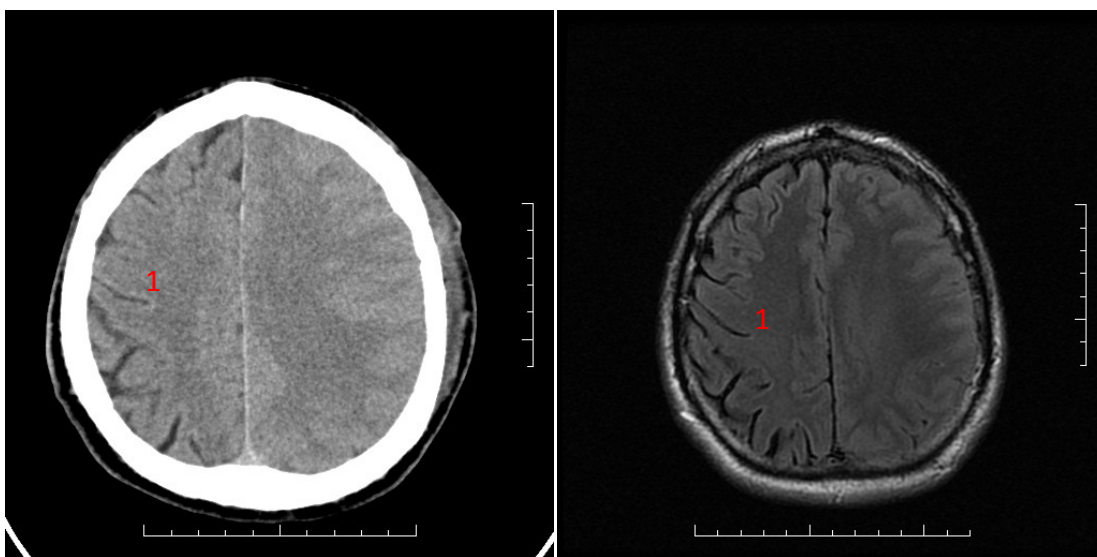


Obrázek 5.17: CT snímek (nalevo) a MRI snímek (napravo) ukazují obdobné zobrazení jako v předchozím případě s tím rozdílem, že nyní se nádor nachází v levé hemisféře. Při porovnání hemisfér lze opět vidět, že na pravé hemisféře (1) jsou sulky (2) dobře patrné, zatímco na levé hemisféře (3) patrné nejsou. Dochází také k zobrazení značné asymetrie jednotlivých hemisfér

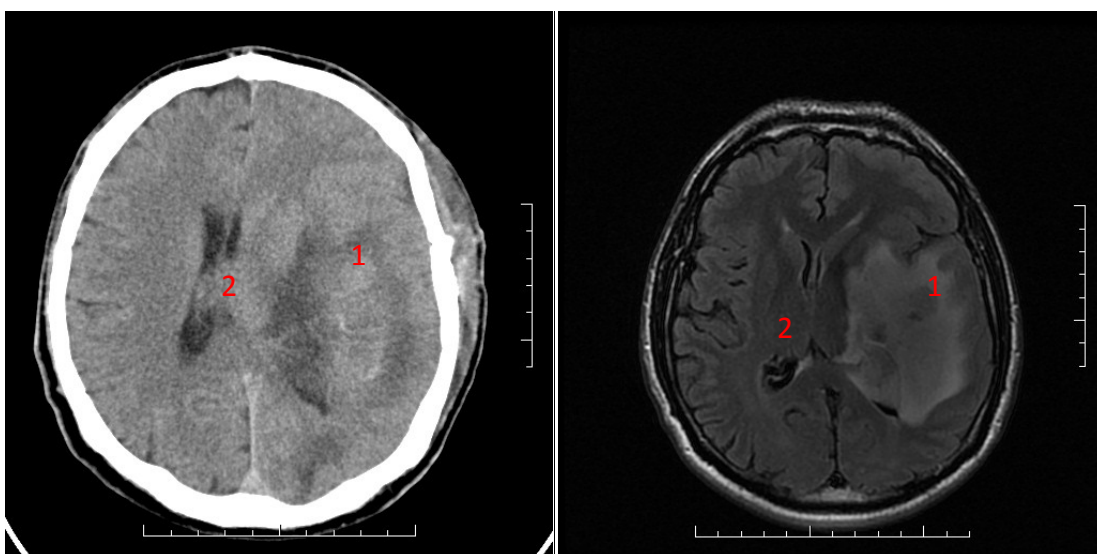


Obrázek 5.18: CT snímek (nalevo) a MRI snímek (napravo) ukazují nádor (1) a otok (2) kolem něj, způsobený tlakem nádoru na mozkovou tkáň. Ze snímků je patrné, že vyšetření proběhlo za použití kontrastní látky, což způsobilo bílé zobrazení nádoru

Pacient 3

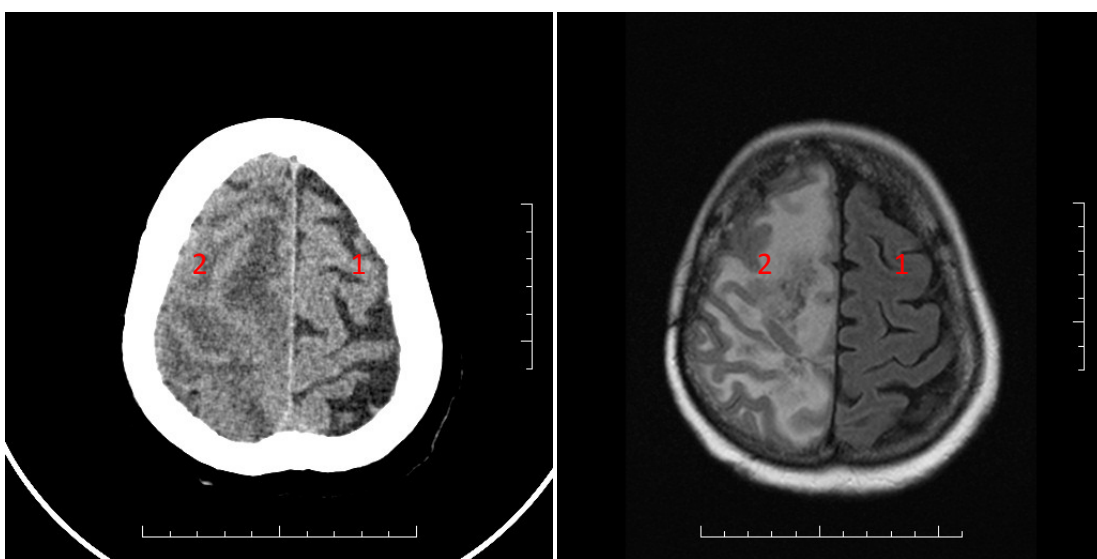


Obrázek 5.19: CT snímek (nalevo) a MRI snímek (napravo), ze kterých je opět díky viditelnosti zbrzdění (1) mozku patrné, že nádor se nachází v levé hemisféře

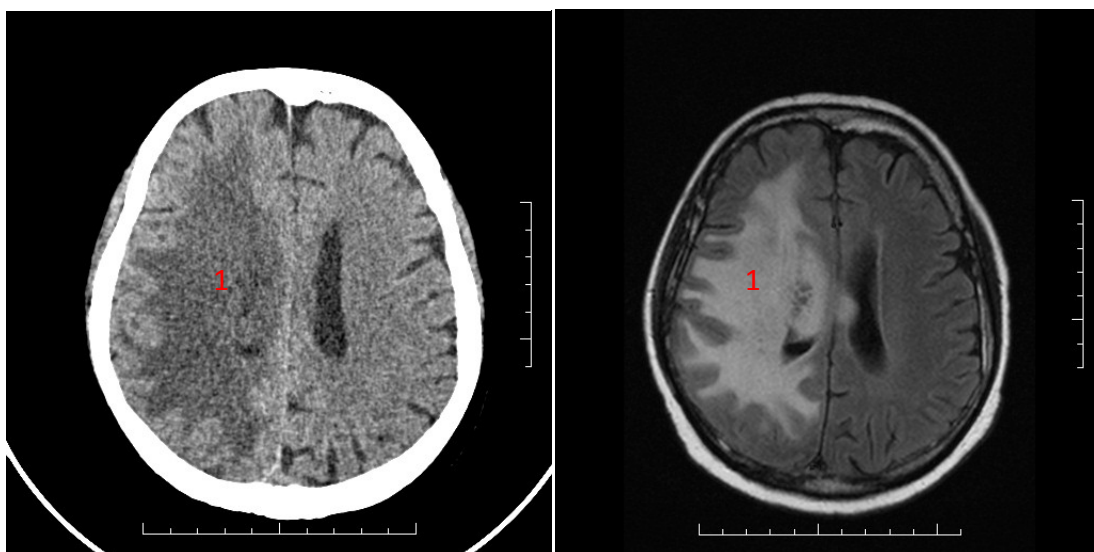


Obrázek 5.20: CT snímek (nalevo) a MRI snímek (napravo), ukazující díky faktu, že nebyla použita kontrastní látka pouze otok kolem nádoru (1). Ze snímků je také opět patrné prorůstání nádoru za středovou čáru hemisfér (2)

Pacient 4

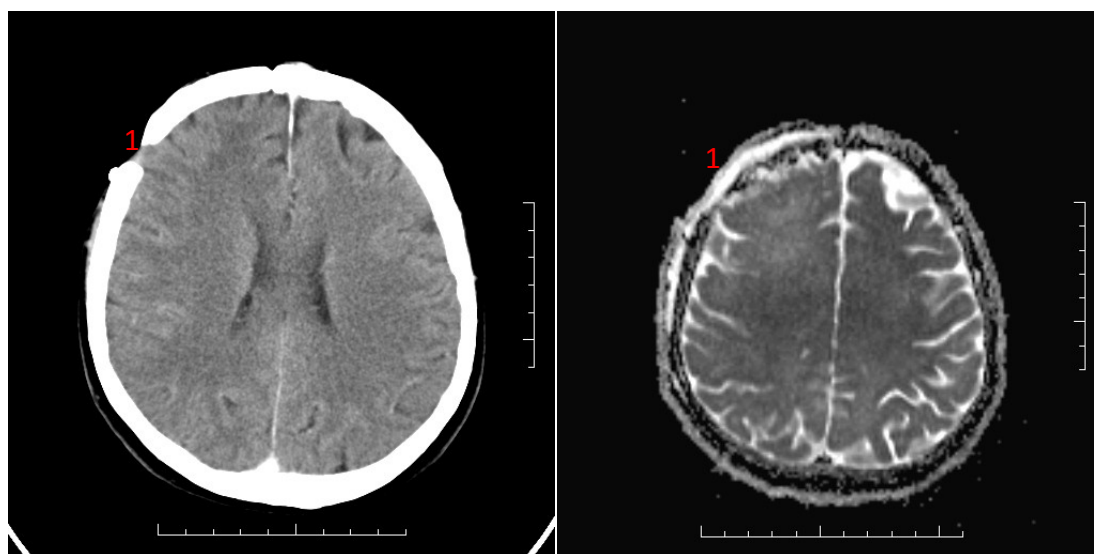


Obrázek 5.21: CT snímek (nalevo) a MRI snímek (napravo) znázorňující levou hemisféru s viditelnými sulkami (1) a pravou hemisféru s patologickou změnou (2)

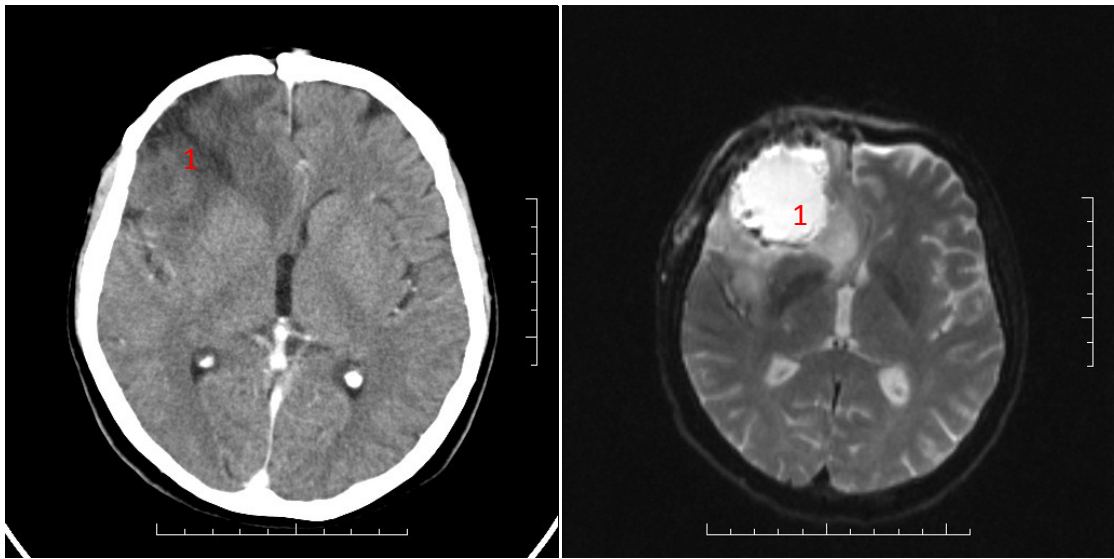


Obrázek 5.22: CT snímek (nalevo) a MRI snímek (napravo) zobrazující otok (1) kolem nádoru, kdy nádor není viditelný z důvodu absence kontrastní látky

Pacient 5



Obrázek 5.23: CT snímek (nalevo) a MRI snímek (napravo) pacienta po chirurgickém odstranění nádoru, kdy je patrné narušení lebeční kosti (1)



Obrázek 5.24: CT snímek (nalevo) a MRI snímek (napravo) pacienta po chirurgickém odstranění nádoru, kdy je možné pozorovat místo vzniklé po operaci (1)

6 Zhodnocení dosažených výsledků z hlediska metod a úprav snímků

Rentgen, výpočetní tomografie a magnetická rezonance patří k nejpoužívanějším zobrazovacím zařízením v klinické praxi. Jednotlivé zařízení lze využít k vyšetření různých tkání lidského těla. Jejich používání při diagnostice závisí na výhodách a nevýhodách, které při různých typech vyšetření nabízejí.

6.1. Porovnání z hlediska výhod a nevýhod metod

Rentgen patří k prvotní a dodnes velmi často užívané zobrazovací metodě. Mezi jeho výhody patří především jeho dostupnost. Rentgen lze již najít na většině nemocničních oddělení i v soukromých lékařských ordinacích, například u stomatologů. Existují také mobilní rentgeny, které přináší možnost vyšetření pacientů, kterým zdravotní potíže komplikují převoz do nemocnice. V takových případech je možné provést vyšetření přímo na lůžku. Velké rozšíření rentgenu předchází dlouhým čekacím lhůtám na vyšetření. Doba samotného vyšetření je také relativně krátká. Rentgen je dále výhodný z ekonomického hlediska, neboť jeho provoz není finančně náročný. K ušetření financí, dochází také díky modernizaci rentgenu, ke které přispěla možnost digitálního zobrazení výsledného snímku. Digitální zobrazení tak nahrazuje analogové zobrazení na film. Výhoda digitalizace spočívá v možnosti uložení snímku do počítače, snímek tak nemusí být vyvoláván na film a v této podobě archivován, tím lze ušetřit finance na provozní náklady archivu. Další výhodou rentgenu je založena na velmi kvalitním rozlišení měkké tkáně od kosti. Rentgen je z tohoto důvodu využíván zejména pro vyšetření kostní tkáně. Uplatňuje se tak například v traumatologii k vyšetření zlomenin či ve stomatologii k vyšetření zubní tkáně. Rentgen patří také k základní metodě používané k vyšetření hrudníku. Lékař je schopen z výsledného snímku určit dle rentgenové anatomie anatomické a patologické struktury na snímku (porovnání velikostí levé a pravé plíce, změny skeletu).

Mezi nevýhody rentgenu se řadí především nedostatečný kontrast mezi měkkými tkáněmi a současně při rentgenování vzniká sumační snímek, tedy 2D snímek, z toho vyplývá, že detaily nejsou na snímku dobře patrné. Pro vyšetřování patologických změn měkkých tkání bývají z toho důvodu uplatňovány jiné zobrazovací modalita. Další nevýhodou je samotný princip rentgenu, který je založen na RTG záření, které zatěžuje pacienta radiační dávkou, která může mít na lidské tkáně ve větším množství zdravotní dopad. Z důvodu rizika ozáření se rentgenové vyšetření neprovádí u těhotných žen, zejména v období prvního trimestru.

Výpočetní tomografie patří obdobně jako rentgen k velmi často využívaným zobrazovacím metodám dostupných na většině nemocničních pracovištích. S rentgenem je také spojuje krátká čekací doba na vyšetření a krátká doba samotného vyšetření. CT poskytuje větší počet primárně transversálních řezů vyšetřované tkáně. Vyšetřovaná oblast je pak rozdělena na větší počet řezů, které lze následně prohlížet na počítači. CT umožňuje vznik trojrozměrného obrazu, který oproti rentgenovému 2D snímku zobrazuje více detailů a dokáže lépe rozlišit jednotlivé měkké tkáně.

Výhodou CT je také jeho dobré zobrazení čerstvého krváčení. Této vlastnosti se využívá zejména v traumatologii při úrazech hlavy.

Nevýhoda CT vyšetření spočívá ve vyšších nákladech na vyšetření a provoz. Vzhledem k tomu, že stejně jako rentgen CT pracuje na principu využívajícího RTG záření i v jeho případě je pacient vystaven radiační dávce. S porovnáním s rentgenem je však tato dávka značně vyšší. CT se tedy podílí na ozáření daleko více než rentgen, je tedy pro pacienta v tomto ohledu nebezpečnější. I pro CT vyšetření tedy platí stejné pravidlo jako u rentgenu a to že se neprovádí u těhotných žen. Ačkoli CT nabízí lepší kontrast mezi tkáněmi než rentgen, není na tolik dostatečný, aby rozlišil veškeré možné patologie. Nevýhodou CT je také to, že v mnoha případech se při CT vyšetření využívají kontrastní látky, ty mohou mít negativní dopad na pacienta v podobě vzniku alergických reakcí.

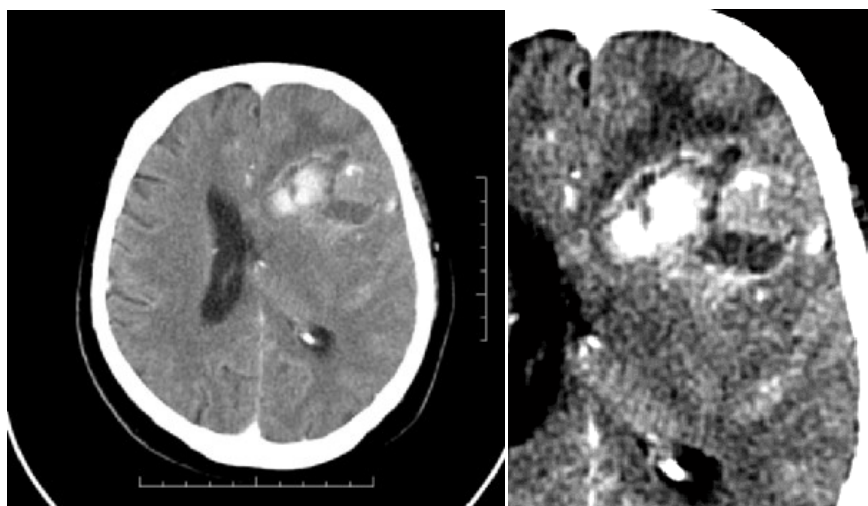
Magnetická rezonance je s ohledem na kvalitu snímků výše uvedených zobrazovacích metod nejlepší. Na rozdíl od CT a rentgenu nevyužívá rentgenové záření, ale pracuje s radiofrekvenčním elektromagnetickým zářením, pacient tak není vystaven nebezpečnému ionizujícímu záření. Výhoda MR zobrazení dále souvisí s dostatečným kontrastem měkkých tkání, který metody CT a rentgenu nedosahují v takové míře. Díky možnosti nastavení parametrů sekvencí je možné zvýraznění konkrétní tkáně a přesné posouzení její patologie.

Metoda magnetické rezonance má také své nevýhody. Mezi základní nevýhodu patří ekonomická náročnost provozu a odsud i finančně nákladnější cena vyšetření. Magnetická rezonance díky vysokým ekonomickým požadavkům není tak dostupná jako jiné výše uvedené metody. Čekací doba na vyšetření je tak ve srovnání s čekací dobou na CT a RTG vyšetření mnohem delší. Delší je i samotná doba vyšetření. Vzhledem k těmto faktům nebývají na NMR posíláni všichni pacienti a bývá upřednostňováno dostupnější CT vyšetření. Obdobně jakou při CT vyšetření i zde dochází k častému používání kontrastních látek, které mohou způsobit alergickou reakci. Další komplikací může být samotné používání silného magnetického pole, které může způsobit dočasnou nervovou stimulaci, při které se mohou objevit tiky v místě vyšetřované oblasti. Nevýhodou MR modality je také hlučný provoz zařízení při provozu, který může být pacientovi nepříjemný. Mezi nevýhody lze zařadit také kontraindikace NMR vyšetření. Absolutní kontraindikací je přítomnost kovových předmětů. NMR vyšetření nemohou podstoupit z tohoto důvodu pacienti s kardiostimulátory či kovovými implantáty. Vyšetření se dále nedoporučuje ženám v prvním trimestru těhotenství. Nevýhodou NMR vyšetření může být samotná konstrukce přístroje, která může u pacientů trpících klaustrofobií vyvolat nepříjemné stavy úzkosti a zabránit tak dokončení vyšetření.

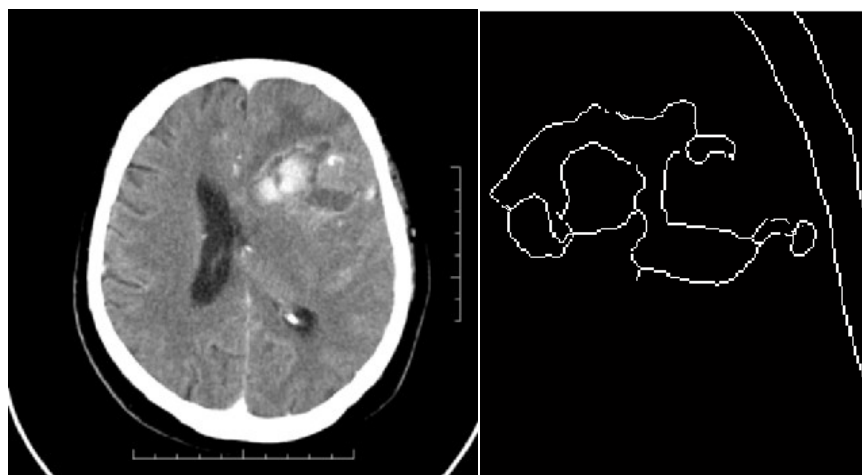
6.2. Porovnání z hlediska úprav snímků

Jak již bylo uvedeno výše, jednotlivé zobrazovací modalitty nabízejí rozdílný výsledek zobrazení stejného objektu. Pro praktickou část úpravy snímků byly vybrány snímky měkké tkáně, respektive mozku postiženým glioblastomem, získaných z CT a NMR vyšetření. Cílem úpravy bylo zvýraznění zájmového objektu, v tomto případě nádoru či otoku kolem nádoru utlačujícím okolní mozkovou tkáň.

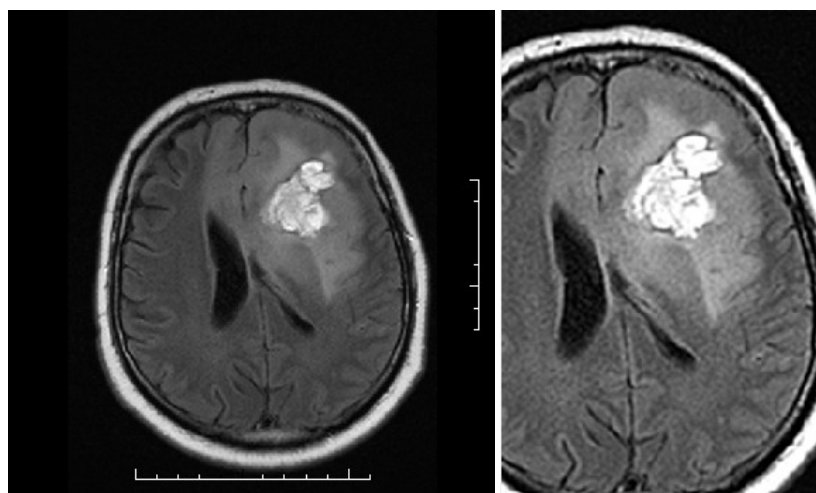
Provedení úpravy snímku je možné v navrženém uživatelském rozhraní (viz 48 5.2.), které umožňuje provedení shodných úprav jak u CT snímků, tak u snímku NMR. Možnosti úprav jsou tedy pro oba typy zobrazení totožné. Vzhledem k výše uvedeným vlastnostem daných typů zobrazení však lze říci, že provádění úprav je významnější u CT snímků, neboť ty nevykazují kvality jako snímky NMR. Platí však, že zvolené úpravy jsou snáze uplatňované právě u kvalitnějšího NMR snímku, neboť udávají lepší výchozí obraz.



Obrázek 6.1: Úprava po přiblížení zájmové oblasti CT snímku za použití vyhlazovacího a zaostřovacího filtru a transformace kontrastu (obrázek nalevo znázorňuje výchozí obraz, obraz napravo pak obraz po úpravě)



Obrázek 6.2: Úprava po přiblížení zájmové oblasti CT snímku za použití detekce hran – Cannyho hranový detektor (obrázek nalevo znázorňuje výchozí obraz, obraz napravo pak obraz po úpravě)



Obrázek 6.3: Úprava po přiblížení zájmové oblasti NMR snímku za použití vyhlazovacího a zaostřovacího filtru a transformace kontrastu (obrázek nalevo znázorňuje výchozí obraz, obraz napravo pak obraz po úpravě)



Obrázek 6.4: Úprava zájmové oblasti NMR snímku za použití detekce hran (obrázek nalevo znázorňuje výchozí obraz, obraz napravo pak obraz po úpravě)

Obrázky 6.1 – 6.4 zobrazují možnou úpravu vybraného snímku stejného pacienta. První snímky z dané zobrazovací modalit (obrázek Obrázek 6.1 a **Obrázek 6.3**) ukazují úpravu za použití filtrů a transformace kontrastu. Cílem takové postupu je odstranění šumu a zaostření, za účelem lepšího zviditelnění zájmového objektu. Porovnání upraveného snímku z CT se snímek z NMR ukazuje, že přestože došlo ke zlepšení kvality v obou případech, u CT snímku je toto zlepšení patrnější, neboť původní CT snímek neznázorňoval nádor tak výrazně jako původní MRI snímek. K lepší orientaci na snímku a lepšímu zkoumání nádoru slouží také uplatnění funkce pro přiblížení a výběr zájmové oblasti.

V pořadí druhé snímky u jednotlivých modalit (obrázek Obrázek 6.2 a Obrázek 6.4) ukazují rozdíl mezi původním snímek a snímek po aplikaci hranové detekce. Pro zvolený CT snímek došlo ke vzniku hran ohraničující nádor, ale také otok kolem nádoru. Je tak patrný tvar nádoru a velikost rozpínajícího se otoku utlačujícího okolní mozkovou tkáň. U MRI snímku došlo pouze k ohraničení nádoru. Výhodou detekce hran je možnost zkoumání zájmového objektu bez závislosti na okolní struktury.

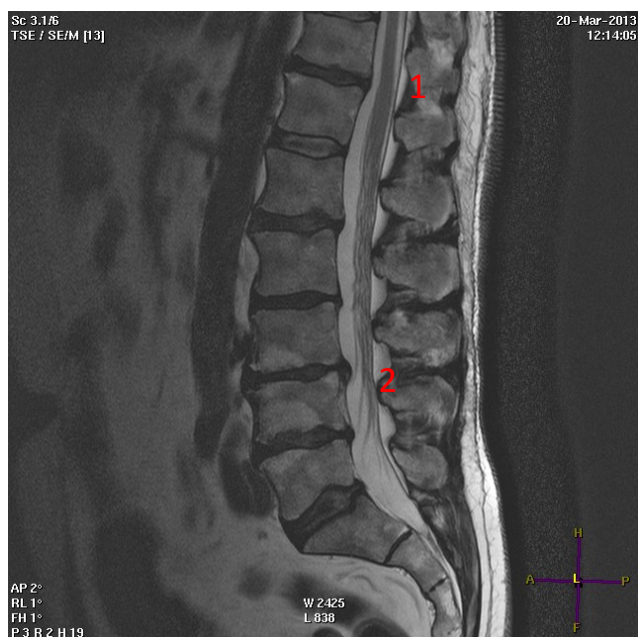
Na obrázcích 6.5 až 6.11 je znázorněná ukázka snímků měkké a kostní tkáně získaných zobrazovacími modalitami rentgenem, CT a NMR. Jedná se o snímky páteře a mozku.



Obrázek 6.5: RTG snímek páteře. Rentgenový snímek páteře slouží především ke zkoumání jednotlivých obratlů. Díky vyšetření lze studovat tvar, struktura a uložení obratlových těl, dále výběžky obratlů či šíře páteřního kanálu



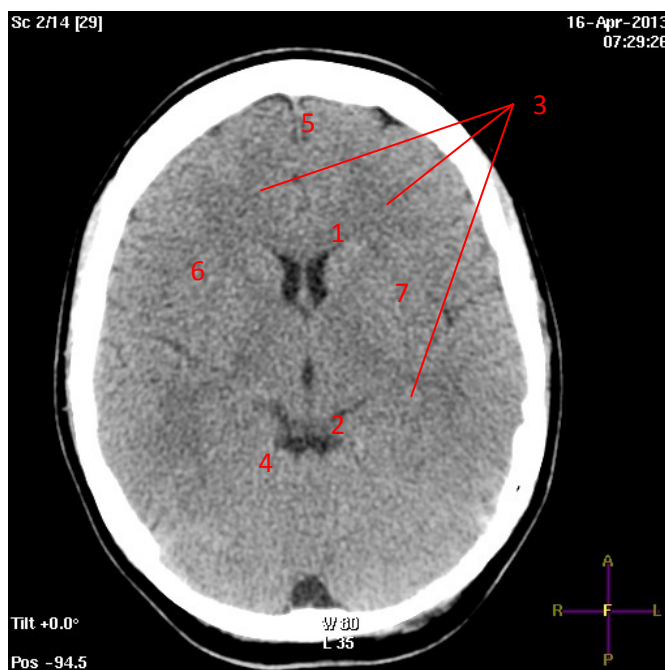
Obrázek 6.7: CT snímek páteře. CT snímek již nabízí kromě zobrazení obratlů také zobrazení durálního vaku s epidurálním tukem (1), lze zpozorovat vyhrzlou ploténku (2)



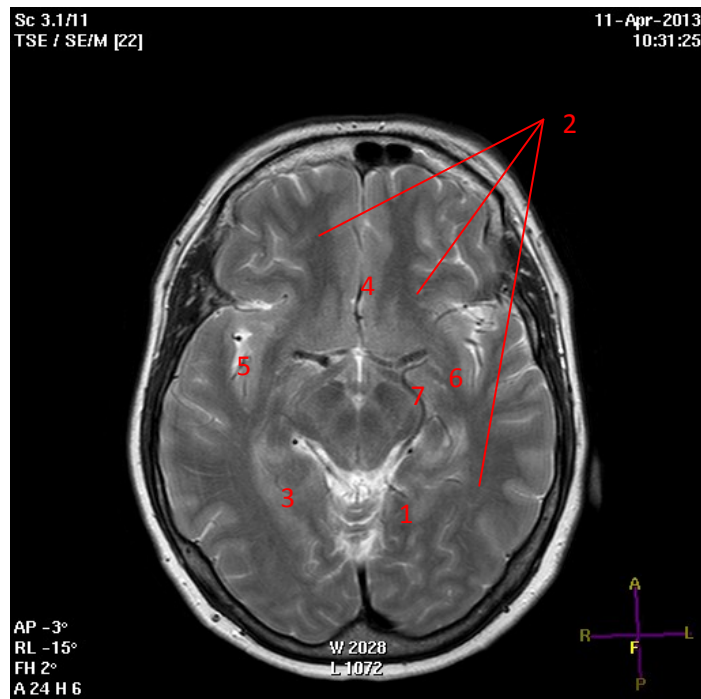
Obrázek 6.8: NMR snímek páteře. Na NMR snímku je kromě obratlů, durálního vaku obklopeného epidurálním tukem velmi dobře patrná také mícha (1) a její rozdělení na míšní nervy (2)



Obrázek 6.9: RTG snímek mozku. Snímek mozku rentgenem je prováděn zejména pro posouzení průchodnosti nosálních dutin při alergiích. Snímek se provádí za záklonu hlavy pacienta. Běžné snímkování mozku, např. pro vyšetření nádorových onemocnění, se neprovádí.



Obrázek 6.10: CT snímek mozku. Z CT snímku mozku jsou patrné mozkové struktury – komorový systém (1), mozkový kmen (2), bílá hmota mozku (3), šedá hmota mozku (4), středová čára mezi hemisférami (5) a pravá (6) a levá hemisféra (7)



Obrázek 6.11: NMR snímek mozku. Z NMR snímku je patrné, že mozkové struktury jsou znázorněny mnohem přehledněji – mozkový kmen (1), bílá hmota mozková (2), šedá hmota mozková (3), středová čára mezi hemisférami (4), pravá (5) a levá hemisféra (8), cévy (9)

7 Závěr

Hlavním cílem této práce bylo srovnání zobrazovacích modalit rentgenu, výpočetní tomografie a magnetické rezonance z hlediska jejich vlivu na lidské tkáně, fyzikálních principů a jejich využití v klinické praxi. Práce se dále zabývala srovnáním snímků získaných za použití výše uvedených modalit, kdy pro práci byly použity snímky měkké tkáně – mozku a kostní tkáně – páteře. Pro správné pochopení problematiky bylo nutné nastudování odborné literatury a proniknutí do způsobu a postupu hodnocení snímku lékařem. Daná problematika je popsána v druhé až páté kapitole, kapitola šestá pak shrnuje dosažené výsledky.

Bylo zjištěno, že ve většině případů lze výše uvedené modalitty použít k vyšetření libovolné tkáně. Výsledný snímek však v některých případech nepodává dostatečné informace potřebné ke stanovení diagnózy, neboť nenabízí dostatečné rozlišení zájmového objektu. Způsob vyšetření bývá tedy volen podle vlastností zobrazení dané modalitty, respektive podle schopnosti danou tkáň zobrazit.

Nejkvalitnější zobrazení poskytuje magnetická rezonance. Umožňuje zobrazení i velmi malých detailů a patologických změn, které nejsou při vyšetření jinými modalitami patrné. Její využívání je však kvůli finanční náročnosti omezeno. Pro prvotní vyšetření bývá upřednostňováno CT, které sice nedosahuje kvalit NMR, dokáže však jednotlivé tkáně dostatečně rozlišit. Jeho nevýhodou je především radiační zátěž, které je pacient během vyšetření vystaven. Radiační zátěž je také problémem při rentgenovém vyšetření, a však v tomto případě nedosahuje takové míry jako u CT. Rentgen patří díky ekonomické nenáročnosti mezi typického zástupce zobrazovacích modalit na většině oddělení i soukromých praxí. Je zpravidla využívá pro zobrazení kostní tkáně, zobrazení měkké tkáně není příliš kvalitní, neboť rentgen není schopen rozlišit rozhodující detaily pro stanovení diagnózy.

V rámci této bakalářské práce byla vytvořena aplikace v programu MATLAB, která umožňuje načtení snímku a jeho úpravu a následné uložení. Úpravou je myšlena především filtrace a detekce hran, tedy předzpracování obrazu. Pro filtraci byly použity 2D filtry sloužící pro vyhlazení a zaostření obrazu. Vzhledem k tomu, že při ostření dochází ke zvětšení podílu šumu a při vyhlazování k rozmazání tenkých hran a čar, bylo zapotřebí provádět operace závislé na kompromisu. Cílem bylo dosáhnout výsledného zkvalitnění obrazu.

Pro praktickou část práce byly využity CT a NMR snímky nádorů mozku (glioblastomů). Rentgen se při vyšetřování nádorů na mozku neuplatňuje, neboť nepodává dostatečně kvalitní obraz k získání potřebné informace. Aplikace zpracovává snímky z CT i NMR. Větší uplatnění však nachází především pro CT snímky, neboť snímky z magnetické rezonance nabízejí dostatečně kvalitní zobrazení. Za použití vhodných úprav, tak lze dosáhnout kvalitnějšího zobrazení, které může lépe zobrazit patologické změny.

Program lze dále rozšiřovat o další funkce, například o funkci automatického výpočtu obsahu zkoumaného objektu či funkci aktivní detekce hran. Navržený program je dále možné využít i pro vyhodnocení jiných zájmových oblastí medicínských snímků, než jsou mozkové nádory.

8 Seznam použité literatury

- [1] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie*. 3., upr. a dopl. vyd. Editor Miloš Grim, Oldřich Fejfar. Praha: Grada, 2011, 534 s. ISBN 97880247381781.
- [2] HOLIBKOVÁ, Alžběta a Stanislav LAICHMAN. *Přehled anatomie člověka*. 4. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2006, 140 s. ISBN 80-244-1480-5.
- [3] Státní úřad pro jadernou bezpečnost. [online]. [cit. 2013-10-15]. Dostupné z: <http://www.sujb.cz/radiacni-ochrana/oznameni-a-informace/strucny-prehled-biologickych-ucinku-zareni/>
- [4] BENEŠOVÁ, Marika. *Odmaturuj! z biologie*. Vyd. 1. Brno: Didaktis, 2003, 224 s. ISBN 80-862-8567-7.
- [5] VÁLEK, Vlastimil, Pavel ELIÁŠ a Boris KREUZBERG. *Moderní diagnostické metody*. 1. vyd. Brno: IDVPZ, 1998, 84 s. ISBN 80-701-3294-9.
- [6] ZUNA, Ivan a Lubomír POUŠEK. *Úvod do zobrazovacích metod v lékařské diagnostice*. 1. vyd. Praha: Vydavatelství ČVUT, 2002, 76 s. ISBN 80-010-2152-1.
- [7] NEKULA, Josef. *Radiologie*. 3. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého, 2005, 205 s. ISBN 80-244-1011-7
- [8] BRONZINO, Joseph D. *The biomedical engineering handbook*. Boca Raton: IEEE Press, c1995, xxxii, 2862 p. ISBN 08-493-8346-3.
- [9] Ullmann V.: *Jaderná fyzika a fyzika ionizujícího záření*. Ostrava 2002. Elektronická forma: <http://AstroNuklFyzika.cz/Fyzika-NuklMed.htm>
- [10] SEIDL, Zdeněk. *Radiologie pro studium i praxi*. Vyd. 1. Praha: Grada, 2012, 368 s., iv s. obr. příl. ISBN 978-80-247-4108-6
- [11] BRYJOVÁ, Iveta. *Principy a metody moderní medicínské diagnostiky*. Opava, 2007. Bakalářská práce. Slezská univerzita v Opavě. Fakulta filozoficko-přírodovědecká. Vedoucí práce Stanislav Hledík.
- [12] FERDA, Jiří, Milan NOVÁK a Boris KREUZBERG. *Výpočetní tomografie*. Praha: Galén, c2002, 663 s. ISBN 80-726-2172-6.
- [13] SEDLÁŘ, Martin. *Magnetická rezonance*. [online]. Brno, 2011 [cit. 2013-11-17]. Dostupné z: http://www.med.muni.cz/biofyz/files/nutricnispecialista/MRI_2011_Sedlar.pdf
- [14] VÁLEK, Vlastimil a Jan ŽIŽKA. *Moderní diagnostické metody: fundamentals, system technology, image quality, applications*. 1. vyd. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1996, 43 s. ISBN 80-701-3225-6.

[15] DRASTICH, Aleš. *Tomografické zobrazovací systémy*. 1. vyd. Brno. ISBN 80-214-2788-4.

[16] HLAVÁČ, Václav a Miloš SEDLÁČEK. *Zpracování signálů a obrazů*. Vyd. 2. Praha: ČVUT, 2005, 255 s. ISBN 80-010-3110-1.

9 Seznam příloh na CD

- Příloha I. Vytvořená aplikace v programu MATLAB**
- Příloha II. Uživatelská příručka**
- Příloha III. Programátorská příručka**